

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONFIGURATIONS ALTERNATIVES D'ÉLECTRODES
EN TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE
GÉNIE BIOMÉDICAL

MOULAY ALI NASSIRI
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLOME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
AOÛT 2005

© Moulay Ali Nassiri, 2005.



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-16824-0
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-16824-0

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

CONFIGURATIONS ALTERNATIVES D'ÉLECTRODES
EN TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE
GÉNIE BIOMÉDICAL

présenté par: NASSIRI Moulay Ali

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. BERTRAND Michel, Ph.D., président

M. GUARDO Robert, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. LESAGE Frédéric, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

J'exprime tout d'abord ma gratitude à mon directeur de recherche, M. Robert Guardo, pour son encadrement, ses conseils et ses encouragements bienveillants, ainsi que sa grande disponibilité.

J'aimerais remercier également Hervé Gagnon pour son aide continue et ses explications détaillées. Je n'oublierai pas de remercier Nicolas Coulombe pour son aide précieuse et sa contribution à la réussite de la partie expérimentale du projet.

Je souhaite remercier Claude Turcotte pour sa disponibilité à résoudre les problèmes informatiques et Guy Charron pour son encouragement et ses critiques constructives.

Mes remerciements s'adressent à tous mes amis étudiants du laboratoire d'instrumentation et d'imagerie pour avoir rendu agréable cette période de ma vie.

Enfin, je tiens à remercier toute ma famille pour son amour et son soutien. Je remercie plus particulièrement ma mère pour ses prières pour moi, mon épouse Ilhame pour son appui moral indéfectible et son soutien financier, mon fils Yassine pour son amour et mes frères et soeurs pour leur encouragement.

RÉSUMÉ

La Tomographie d'Impédance Électrique (TIE) est une technique non invasive qui permet de visualiser des changements dans la distribution de conductivité électrique d'une section du corps. Appliquée à l'imagerie du thorax, la TIE permet de voir les changements de conductivité reliés aux variations de volume d'air dans les poumons et de volume sanguin dans le coeur. Par le traitement d'image, on peut estimer des paramètres cliniques comme la distribution de ventilation pulmonaire et la fraction d'éjection. De même, l'ingestion d'un repas-test de conductivité supérieure à la moyenne des tissus du thorax permet à la TIE de visualiser son passage dans l'estomac, et d'estimer le taux de vidange gastrique. De nombreuses autres applications cliniques ont été proposées et, dans certains cas, évaluées par des études *in vivo* sur de petits groupes de volontaires et de patients.

La technique de base consiste à disposer N électrodes ($N = 16$ ou 32) uniformément autour de la section du corps à imager de façon à définir un plan de coupe. Un système d'acquisition de données applique un courant sinusoïdal de faible amplitude entre deux électrodes adjacentes et mesure les différences de potentiel entre les autres paires d'électrodes. En réaffectant la paire d'électrodes par laquelle le courant est appliqué, le système peut acquérir un ensemble de $N(N - 3)/2$ mesures linéairement indépendantes, appelé *trame*. Les données de deux trames acquises à des instants différents permettent de reconstruire l'image des changements de conductivité survenus

dans le milieu entre ces deux instants.

La configuration d'électrodes préconisée dans la quasi-totalité des applications est celle décrite ci-dessus : N électrodes uniformément réparties à la périphérie du plan de coupe. L'adhésion générale à cette configuration d'électrodes est due en partie à des raisons historiques (exigence des premiers algorithmes de reconstruction d'images) et aussi au fait que les études expérimentales en TIE sont presque toujours réalisées sur des bassins cylindriques sur lesquels les électrodes sont uniformément réparties sur la périphérie. L'optimalité de cette configuration d'électrodes n'a jamais été démontrée dans un contexte d'applications cliniques. Notre projet de maîtrise aborde cet aspect de la TIE presque ignoré dans la littérature. En fait, notre projet pose la question suivante : quelle est l'influence de la disposition physique des électrodes sur les propriétés des images reconstruites ?

Pour répondre à cette question, nous avons comparé cinq configurations d'électrodes : 1) la configuration classique avec 16 électrodes uniformément réparties autour du thorax, 2) deux configurations mixtes combinant des électrodes de surface et œsophagiennes et 3) deux configurations asymétriques d'électrodes de surface. Pour chaque configuration, nous avons d'abord simulé le processus d'imagerie par TIE en utilisant des modèles numériques du thorax. Des trames de mesures de TIE ont ensuite été calculées pour une série de perturbations ponctuelles de conductivité situées en divers endroits d'un milieu homogène cylindrique. Puis, des images de ces ob-

jets ponctuels ont été reconstruites. Enfin, les images ont été traitées pour calculer trois paramètres indicateurs de la qualité des reconstructions : la résolution spatiale, l'erreur de position de la perturbation et le changement de contraste.

Les résultats de cette étude nous indiquent que la configuration d'électrodes classique reste un choix valable pour la plupart des applications mais que d'autres configurations sont plus avantageuses pour explorer des régions spécifiques du thorax. Par exemple, on obtient avec les configurations asymétriques une meilleure résolution spatiale dans la région du thorax où sont concentrées les électrodes. Ces configurations seraient donc mieux adaptées que la configuration classique à l'imagerie de l'activité cardiaque. L'utilisation combinée d'électrodes oesophagiennes et de surface apporte des avantages importants : une meilleure résolution spatiale et une plus grande uniformité de contraste au centre du thorax.

Certains créneaux d'applications de la TIE, comme le monitoring respiratoire de patients en soins intensifs, suscitent beaucoup d'intérêt. Son acceptation par le milieu clinique dépend de la capacité des chercheurs à démontrer que les limites des images obtenues sont compensées par les avantages uniques de la TIE : innocuité, fonctionnement en temps réel, faible coût des systèmes, etc. Toute intervention qui améliorerait la qualité des images, comme le choix d'une configuration d'électrodes optimum, ne peut que contribuer à l'acceptation de cette technique.

ABSTRACT

Electrical Impedance Tomography (EIT) is a non invasive technique which allows visualization of electrical conductivity distribution changes within a body section. When applied to chest imaging EIT can display conductivity changes induced by air volume changes in the lungs and by blood volume changes in the heart. By processing these images, it is possible to estimate parameters of clinical interest, such as lung ventilation and ejection fraction. Ingestion of a conductive test-meal makes it possible to visualize the meal transit through the stomach and to estimate gastric emptying rate. Several other clinical applications have been described in the literature and, in some cases, evaluated by small-scale *in vivo* studies performed with normal volunteers and patients.

The basic EIT technique consists in placing N electrodes ($N = 16$ or 32) uniformly around the section of the body to be imaged, thus broadly defining an observation plane. A data acquisition system then applies a weak sinusoidal current between a pair of adjacent electrodes and measures the potential difference between all the other pairs of electrodes. By reassigning the pairs of electrodes, the system acquires a set of $N(N - 3)/2$ linearly independent impedance measurements, called a *frame*. In the usual implementation of EIT, two frames acquired at different instants are processed to reconstruct an image of the change in conductivity that occurred within the medium in that time interval.

The electrode configuration used in nearly all applications of EIT is N electrodes uniformly distributed at the periphery of the observation plane. Reasons for using this configuration are partly historical (the first image reconstruction algorithms required it); mostly, however, it is because EIT experiments in the lab are generally done on saline-filled cylindrical tanks with electrodes uniformly distributed around the periphery. The optimality of this electrode configuration for *in vivo* applications has never been demonstrated. This master's degree research project addresses the following question, largely ignored in the EIT literature: what impact does the physical placement of electrodes on the body have on image properties?

To answer this question, we have compared five electrode configurations: 1) the *classical* configuration with 16 electrodes uniformly distributed around the torso, 2) two mixed configurations, combining body-surface and esophageal electrodes, and 3) two asymmetrical configurations of body-surface electrodes. For each configuration, we simulated the EIT imaging process with numerical models of the torso. EIT data frames were computed for point *perturbations* of conductivity at different positions within a cylindrical homogeneous medium. Finally, images of those point objects were reconstructed. From those images, we computed three parameters to assess image reconstruction quality: spatial resolution, positioning error and contrast error.

Our study shows that the classical electrode configuration is a valid choice for most applications, but that other electrode configurations are more efficient for investigat-

ing specific areas of the torso. For example, with asymmetrical configurations, spatial resolution is improved in the body area where electrodes are concentrated. Such a configuration would be better suited than the classical one to image cardiac activity. Esophageal electrodes combined with body-surface electrodes provide significant gains in terms of spatial resolution and contrast uniformity at the center of the torso.

Some specific applications of EIT, like cardio-pulmonary monitoring of patients in the intensive care unit, draw considerable interest. The acceptance of EIT by the clinical community partly rests on the capacity of researchers in this field to demonstrate that intrinsic limitations of EIT are offset by its unique advantages: non-invasiveness, real time imaging capability, portability and potential low cost of instrumentation, etc. Any intervention that improves image quality, such as the design and use of optimized electrode configurations, can only contribute to the general acceptance of this technique.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	viii
TABLE DES MATIÈRES	xi
LISTE DES TABLEAUX	xviii
LISTE DES FIGURES	xix
LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES	xxv
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Les propriétés électriques des tissus biologiques	1
1.2 Principes de la tomographie d'impédance électrique (TIE)	5
1.3 Objectifs du projet de maîtrise	7

CHAPITRE 2 REVUE DE LA LITTÉRATURE	11
2.1 Instrumentation	11
2.1.1 Principe	11
2.1.2 Système TIE-4	13
2.1.2.1 Composantes matérielles	13
2.1.2.2 Séquence d'acquisition	15
2.1.2.3 Logiciels	16
2.2 Types d'imagerie	18
2.2.1 Imagerie statique	18
2.2.2 Imagerie différentielle	19
2.2.3 Imagerie multifréquence	20
2.3 Reconstruction 2D et 3D	23
2.4 Applications cliniques	24
2.4.1 Imagerie pulmonaire	24

	xiii
2.4.2 Imagerie du cerveau	26
2.4.3 Détection du cancer du sein	27
2.4.4 Imagerie cardiaque	27
2.4.5 Vidange gastrique	28
2.4.6 Discussion	28
CHAPITRE 3 PROBLÈME DIRECT	30
3.1 Définition du problème direct	31
3.2 Modélisation par éléments finis	32
3.3 Calcul de la matrice des potentiels	36
3.3.1 Méthodes numériques de calcul	38
3.3.1.1 Méthodes directes	38
3.3.1.2 Méthodes itératives	39
3.3.1.3 Méthode multigrille	41
3.3.2 Définition du maillage	43

3.4	Discussion	45
CHAPITRE 4 RECONSTRUCTION DES IMAGES		47
4.1	Définition du problème de reconstruction	47
4.2	Imagerie statique	48
4.3	Imagerie différentielle	50
4.3.1	Linéarisation du problème direct	50
4.3.2	Calcul de la matrice de sensibilité	52
4.3.2.1	Méthode adoptée pour le calcul de la matrice de sensibilité	56
4.3.3	Estimation de la conductivité	57
4.3.3.1	Estimateur MAP	60
4.3.3.2	Matrice de régularisation	63
4.3.3.3	Paramètre de régularisation	64
4.4	Conclusion	67
CHAPITRE 5 ÉLECTRODES OESOPHAGIENNES		69

5.1	Configuration 15 <i>SU1OES</i>	70
5.1.1	Obtention de données de TIE simulées	70
5.1.2	Reconstruction des images	73
5.2	Configuration 12 <i>SU4OES</i>	79
5.3	Performances	82
5.3.1	Résolution spatiale	82
5.3.2	Erreur de position	87
5.3.3	Variation du contraste	90
5.4	Évaluation sur un modèle 2 <i>D</i> du thorax	92
5.5	Discussion	96

CHAPITRE 6 CONFIGURATIONS ASYMÉTRIQUES D'ÉLECTRODES DE SURFACE 98

6.1	Simulation et mesure des données de TIE	99
6.2	Configuration 15 <i>SA1SP</i>	99

	xvi
6.2.1 Reconstruction des images	99
6.2.2 Performances	101
6.2.2.1 Résolution spatiale	103
6.2.2.2 Erreur de position	108
6.2.2.3 Variation du contraste	110
6.3 Configurations 16SA	113
6.3.1 Reconstruction des images	113
6.3.2 Performances	116
6.3.2.1 Résolution spatiale	116
6.3.2.2 Erreur de position	117
6.3.2.3 Changement de contraste	118
6.4 Évaluation sur un modèle 2D du thorax	120
6.5 Discussion	123
CONCLUSION	125

BIBLIOGRAPHIE **134**

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1	Conductivité C en Sm^{-1} de quelques tissus de mammifères . . .	4
Tableau 1.2	Permittivité relative ϵ_r' de quelques tissus de mammifères . . .	5
Tableau 5.1	Nombre de conditionnement de la matrice de sensibilité non normalisée et normalisée pour les configurations $15SU1OES$ et $16U$	77
Tableau 6.1	Résumé des performances des configurations étudiées	130

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Configurations d'électrodes étudiées	10
Figure 2.1	Schéma bloc du système TIE-4	12
Figure 2.2	Photo du système TIE-4.	14
Figure 2.3	Séquence d'acquisition des mesures du système TIE-4 et trame mesurée sur un bassin de salin	17
Figure 2.4	Modèle électrique simplifié de la cellule.	22
Figure 3.1	Modèles MEF utilisés pour la résolution du problème direct	37
Figure 4.1	Facteur de bruit FB en fonction du paramètre de régularisation $\log(\mu)$ calculé pour la configuration 16SU.	66
Figure 5.1	a) Volume conducteur pour simuler les mesures de TIE et b) modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité de la configuration 15SU1OES	72
Figure 5.2	Configuration 15SU1OES normalisée : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un RSB infini	75

Figure 5.3	Configuration 15 <i>SU1OES</i> normalisée : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un <i>RSB</i> de 30 dB	75
Figure 5.4	Configuration 15 <i>SU1OES</i> non normalisée : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un <i>RSB</i> de 30 dB	76
Figure 5.5	Configuration 16 <i>SU</i> normalisée : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un <i>RSB</i> de 30 dB	76
Figure 5.6	Trames de mesures non normalisées simulées pour les configurations 16 <i>SU</i> et 15 <i>SU1OES</i>	78
Figure 5.7	Équipotentiellles obtenues par simulation lorsqu'on applique le courant entre une électrode de surface E15 et une électrode oesophagienne E16.	78
Figure 5.8	Configuration 15 <i>SU1OES</i> modifiée et normalisée : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un <i>RSB</i> de 30 dB	79
Figure 5.9	Configuration 12 <i>SU4OES</i> : géométrie utilisée pour simuler les mesures de TIE	80
Figure 5.10	Configuration 12 <i>SU4OES</i> : modèle circulaire utilisé pour la reconstruction de la matrice de sensibilité	81

Figure 5.11	Configuration $12SU4OES$ normalisée : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30dB	81
Figure 5.12	Résolution en fonction de la position radiale. a) configuration $12SU4OES$ normalisée, b) $15SU1OESM$ normalisée, c) $16SU$ normalisée	85
Figure 5.13	Analyse de la résolution avec deux inclusions voisines. a) modèle utilisé, b) configuration $12SU4OES$ normalisée, c) $15SU1OESM$ normalisée et d) $16SU$ normalisée	86
Figure 5.14	Erreur de position en fonction de la position radiale. a) configuration $12SU4OES$ normalisée, b) $15SU1OESM$ normalisée, c) $16SU$ normalisée	89
Figure 5.15	Contraste en fonction de la position radiale. a) configuration $12S4OES$ normalisée, b) $15SU1OESM$ normalisée, c) $16SU$ normalisée	91
Figure 5.16	Modèle de thorax $2D$ utilisé pour évaluer les performances des différentes configurations.	93

Figure 5.17	Configurations mixtes <i>surface/oesophagiennes</i> : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle <i>2D</i> du thorax en utilisant un <i>FB</i> de 1	94
Figure 5.18	Configurations mixtes <i>surface/oesophagiennes</i> : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle <i>2D</i> du thorax en utilisant un <i>FB</i> de 4	95
Figure 6.1	Configuration <i>15SA1SP</i> : modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité	100
Figure 6.2	Configuration <i>15SA1P</i> : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un <i>RSB</i> de 30 dB	102
Figure 6.3	Configuration <i>15SA1P</i> : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal mesuré	102
Figure 6.4	Configuration <i>15SA1SP</i> : résolution en fonction de la position radiale	105
Figure 6.5	Résolution pour les configurations <i>16SU</i> , <i>15SA1SP</i> et <i>16SA</i> .	106
Figure 6.6	Configuration <i>15SA1SP</i> : analyse de la résolution avec deux inclusions voisines	107

Figure 6.7	Configuration 15SA1SP : erreur de position en fonction de la position radiale	109
Figure 6.8	Erreur de position pour les configurations 16SU, 15SA1SP et 16SA	110
Figure 6.9	Contraste en fonction de la position radiale. a) configuration 15SP1SA et b) configuration 16SU	112
Figure 6.10	Configuration 16SA: modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité	113
Figure 6.11	Configuration 16SA : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal simulé avec un <i>RSB</i> de 30 dB	115
Figure 6.12	Configuration 16SA : images d'inclusions obtenues à partir d'un signal mesuré	115
Figure 6.13	Configuration 16SA : analyse de la résolution avec deux inclusions voisines	117
Figure 6.14	Configuration 16SA : résolution en fonction de la position radiale	118
Figure 6.15	Configuration 16SA : erreur de position en fonction de la position radiale	119

Figure 6.16	Configuration 16SA : contraste en fonction de la position radiale	120
Figure 6.17	Configuration 15SA1SP : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax	121
Figure 6.18	Configuration 16SA : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax	122
Figure 6.19	Configuration 16SU : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax	122

LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES

12*SU4OES* : Douze électrodes autour du thorax et quatre oesophagiennes

15*SA1SP* : Quinze électrodes sur la partie antérieure et une sur la partie postérieure

15*SU1OES* : Quinze électrodes autour du thorax et une oesophagienne

16*SA* : Seize électrodes sur la partie antérieure du thorax

16*SU* : Seize électrodes uniformément distribuées autour du thorax

α : Paramètre de dispersion du modèle cellulaire

Γ : Matrice de régularisation

σ_c : Écart type de la conductivité

σ_b : Écart type du bruit

ϵ : Permittivité électrique du milieu

ϵ_0 : Permittivité électrique du vide

ϵ_r : Permittivité électrique relative

ϵ_r^* : Permittivité électrique relative complexe

ϵ_r' : Partie réelle de la permittivité électrique relative

ϵ_r'' : Partie imaginaire de la permittivité électrique relative

ϕ_j : Fonction d'interpolation j

μ : Paramètre de régularisation

λ : Valeur singulière de la matrice de sensibilité normalisée

θ : Angle en radian

\mathbf{A} : Matrice diagonale de l'aire des éléments du maillage

\mathbf{b} : Vecteur de bruit

\mathbf{B} : Matrice de reconstruction des images différentielles

Ω : Domaine du modèle MEF

BR : Résolution (blur radius)

C : Capacité modélisant la membrane cellulaire

C : Distribution de conductivité

C^* : Conductivité complexe

C_s : Conductivité à la fréquence zéro

\mathbf{C} : Vecteur de conductivité

\hat{C} : Conductivité estimée

C^0 : Conductivité homogène initiale

CAO : Conception assistée par ordinateur

C_h : Conductivité homogène moyenne

$\hat{\Delta C}$: Variation de conductivité estimée

\mathbf{D} : Matrice des différences de potentiel mesurées en TIE

$\mathbf{D}^{(q)}$: Vecteur colonne de la matrice \mathbf{D}

E : Champ électrique

ECG : Électrocardiogramme

ERP : Erreur de position de l'objet ponctuel

f : Fréquence

f_0 : Fréquence de coupure du filtre gaussien

FB : Facteur de bruit

$F(C)$: Relation non linéaire V en fonction de C

$\mathbf{F}_{TIE}(C)$: Relation non linéaire \mathbf{v} en fonction de C

$F(u, v)$: Filtre gaussien passe-haut

\mathbf{H} : Matrice de sensibilité

\mathbf{H}_n : Matrice de sensibilité normalisée

\mathbf{I} : Matrice des courants

\mathbf{Id} : Matrice identité

$\mathbf{I}^{(q)}$: Vecteur des courants de la projection q

I_j^K : Courant élémentaire entrant dans le noeud j de l'élément K

IGB : Institut de génie biomédical

j : $\sqrt{-1}$

J : Densité de courant totale

J_c : Densité de courant de conduction

J_d : Densité de courant de déplacement

- J_n : Densité de courant normale
- L : Nombre total de points d'interpolation
- K : Élément élémentaire du maillage
- M : Nombre total de mesures par trame
- MAP : *Maximun a posteriori*
- MEA : Module d'électrodes actives
- MEF : Méthode des éléments finis
- M_p : Nombre de mesures par projection
- n : Vecteur unitaire normal
- n_c : Nombre de noeuds de calcul par élément de maillage
- N : Nombre d'électrodes
- p : Nombre de projections
- P : Champ de polarisation
- \mathbf{Q} : Matrice triangulaire supérieure
- r : position radiale normalisée
- \mathcal{R} : Résistance modélisant le fluide extracellulaire
- R : Nombre d'éléments du maillage du modèle
- \mathbf{R}_c : Matrice de covariance de la conductivité
- \mathbf{R}_b : Matrice de covariance du bruit

RSB : Rapport signal sur bruit

\mathcal{S} : Résistance modélisant le fluide intracellulaire

t : Instant d'acquisition d'une trame

T : Transposé

\mathbf{T} : Opérateur qui extrait les différences de potentiel mesurées en TIE à partir de \mathbf{V}

t_{ref} : Instant d'acquisition de la trame de référence

TIE : Tomographie d'impédance électrique

\mathbf{v} : Vecteur des différences de potentiel constituant la trame de mesures

\mathbf{v}_{mes} : Trame mesurée par le système de TIE

V : Potentiel électrique

\mathbf{V} : Matrice des tensions

V_j^K : Tension aux noeuds j de l'élément K

$\mathbf{V}^{(q)}$: Vecteur des tensions de la projection q

\mathbf{Y} : Matrice d'admittance

y_{ij}^K : Élément (i, j) de la matrice d'admittance élémentaire

\mathbf{Z} : Vecteur de variation des différences de potentiel mesurées

\mathbf{Z}_n : Vecteur de variation des différences de potentiel mesurées normalisées

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Les propriétés électriques des tissus biologiques

Les tissus biologiques sont constitués de cellules qui baignent dans une phase aqueuse constituant le milieu extracellulaire. La membrane de la cellule est formée d'une double couche lipidique d'une épaisseur comprise entre 5 et 10 nm. Des macromolécules sont distribuées sur la surface de la cellule et certaines sont insérées au travers de celle-ci pour constituer des canaux d'échanges sélectifs entre le milieu extracellulaire et le milieu intracellulaire.

Le milieu extracellulaire est très riche en ions libres (Na^+ , K^+ , Cl^- , etc.) qui sous l'action d'un champ électrique peuvent se déplacer et créent un courant électrique de conduction (Metherall, 1998). La densité de courant est liée au champ électrique par la relation :

$$J_c = C_s E \quad (1.1)$$

où J_c est la densité de courant [Am^{-2}], E est le champ électrique appliqué [Vm^{-1}] et C_s est la conductivité du tissu biologique [Sm^{-1}]. La conductivité dépend de la

concentration des ions et de leur mobilité dans le liquide extracellulaire. Les valeurs de ces deux paramètres étant fonction du type de tissus, ces derniers présentent des conductivités différentes (tableau 1.1). La conductivité dépend aussi de la température ; sa valeur augmente de 1 % à 3 % par degré Celsius (Foster et Schwan, 1986; Jaspard et Nadi, 2002).

Par ailleurs, la membrane cellulaire se comporte comme un diélectrique de permittivité proche de celles des lipides. Elle forme ainsi une couche isolante séparant deux milieux conducteurs : les milieux intracellulaire et extracellulaire. Donc, sous l'action d'un champ électrique E , la membrane se polarise. La relation entre le champ de polarisation P induit et le champ électrique E est donnée par :

$$P = (\epsilon - \epsilon_0)E = \epsilon_0(\epsilon_r - 1)E \quad (1.2)$$

où ϵ_0 est la permittivité électrique du vide [Fm^{-1}] ($\epsilon_0 = 8085410^{-8}Fm^{-1}$), ϵ est la permittivité électrique de la membrane [Fm^{-1}] et ϵ_r est la permittivité relative de la membrane ($\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0}$). Quand le champ électrique appliqué varie dans le temps, sinusoïdalement par exemple, le champ de polarisation varie également de manière à s'aligner avec le champ électrique et génère un courant local appelé courant de déplacement. La relation entre le champ électrique appliqué et la densité du courant de déplacement J_d est alors :

$$J_d = j2\pi f\epsilon_0\epsilon_r E \quad (1.3)$$

où f est la fréquence [Hz] et $j = \sqrt{-1}$. La densité du courant de déplacement J_d est en avance de phase de 90 degrés par rapport au champ électrique E . Cependant, lorsque la fréquence augmente, ce déphasage diminue à cause des pertes diélectriques dans la membrane cellulaire. Pour tenir compte de ces pertes, la permittivité ϵ est remplacée par une grandeur complexe ϵ^* dont la partie réelle représente la capacité du milieu à stocker de l'énergie et la partie imaginaire traduit les pertes énergétiques :

$$\epsilon^*(f) = \epsilon'_r(f) - j2\pi f \epsilon''_r(f) \quad (1.4)$$

Des équations 1.1 et 1.4, on obtient la densité J de courant total résultant de l'application d'un champ électrique sinusoïdal aux tissus biologiques :

$$J = J_c + J_d = (C_s + 2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r'' + j2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r') E \quad (1.5)$$

Que l'on peut aussi écrire :

$$J = C^* E \quad (1.6)$$

où $C^* = (C + j2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r')$ est la conductivité complexe. La partie réelle de C^* : $C = C_s + 2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r''$ représente la conductivité du milieu tissulaire. Elle est la somme de deux termes : le premier C_s traduit les pertes ohmiques liées au déplacement des ions intracellulaires, alors que le deuxième terme $2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r''$, qui est fonction de la fréquence, est dû aux pertes diélectriques. La partie imaginaire de C^* : $2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r'$ représente la polarisation du milieu, c'est-à-dire la capacité du milieu à stocker de

l'énergie sous forme de champ électrique.

Les pertes diélectriques deviennent importantes lorsque la fréquence augmente. Donc, la partie imaginaire ϵ_r'' de la permittivité croît en fonction de la fréquence, alors que sa partie réelle ϵ_r' diminue. Par conséquent, la conductivité C augmente avec la fréquence. Sa valeur mesurée en appliquant un champ électrique statique ($f = 0$ Hz) aux tissus est égale à C_s . Les tableaux 1.1 et 1.2 donnent respectivement la conductivité C et la permittivité ϵ_r' pour différents tissus à différentes fréquences.

Tableau 1.1 Conductivité C en Sm^{-1} de quelques tissus de mammifères dans la plage de fréquences 1 kHz à 10 MHz. Source : Gabriel *et al.* (1996)

Tissu	Nature	Conductivité en fonction de la fréquence				
		1 kHz	10 kHz	100 kHz	1 MHz	10 MHz
Cerveau (matière grise)	Bovin	0.1	0.13	0.15	0.2	0.3
Foie	Bovin	0.04	0.05	0.09	0.2	0.3
Rein	Bovin	0.12	0.15	0.2	0.3	0.5
Muscle (transversal)	Bovin	0.3	0.35	0.4	0.5	0.6
Muscle (longitudinal)	Bovin	0.5	0.5	0.5	0.6	0.7
Poumon (gonflé)	Bovin	0.05	0.06	0.08	0.1	0.2
Utérus	Humain	0.4	0.4	0.4	0.5	0.6
Peau	Humain	0.0007	0.004	0.06	0.3	0.4
Gras	Humain	0.022	0.023	0.023	0.24	0.25

Tableau 1.2 Permittivité relative ϵ_r' de quelques tissus de mammifères dans la plage de fréquences 1 kHz à 10 MHz. Source : Gabriel *et al.* (1996)

Tissu	Nature	Permittivité relative en fonction de la fréquence				
		1kHz	10kHz	100kHz	1MHz	10MHz
Cerveau (matière grise)	Bovin	2×10^5	2×10^4	4×10^3	1×10^3	3×10^2
Foie	Bovin	9×10^4	3×10^4	1×10^4	2×10^3	2×10^2
Rein	Bovin	2×10^5	4×10^4	1×10^4	2×10^3	4×10^2
Muscle (transversal)	Bovin	6×10^5	3×10^4	1×10^4	2×10^3	1×10^2
Muscle (longitudinal)	Bovin	1×10^6	3×10^4	2×10^3	4×10^2	2×10^2
Poumon	Bovin	1×10^5	2×10^4	3×10^3	6×10^2	2×10^2
Utérus	Humain	1×10^6	2×10^4	3×10^3	1×10^3	3×10^2
Peau	Humain	4×10^4	3×10^4	2×10^4	2×10^3	2×10^2
Gras	Humain	1×10^4	4×10^2	5×10^1	2×10^1	1×10^1

1.2 Principes de la tomographie d'impédance électrique (TIE)

La tomographie d'impédance électrique exploite l'étalement des valeurs de conductivité et de permittivité des tissus vivants pour produire des images. Elle consiste à estimer la conductivité $C^*(x, y, z)$ d'un objet à partir de mesures de potentiels effectuées à sa surface. Pour faire ces mesures, on distribue un ensemble de N électrodes (généralement $N=16$ ou 32) uniformément autour d'un plan de coupe du milieu à étudier. Un courant électrique de faible amplitude (p.ex. 2mA_{rms} à 50kHz) est appliqué entre deux électrodes adjacentes. Ce courant génère un champ de potentiel scalaire dans tout le milieu. Ce champ est échantillonné en mesurant les différences de potentiel entre les $N - 3$ autres paires d'électrodes adjacentes qui excluent les

électrodes par lequel le courant est appliqué. On appelle cette série de mesures une *projection*. Ce processus est répété en décalant la paire d'application de courant d'une électrode jusqu'à obtenir N projections. L'ensemble de $N(N - 3)$ mesures est appelé une *trame*. Enfin, un algorithme de reconstruction d'images traite les mesures de la trame pour calculer et afficher la distribution de conductivité sur le plan de coupe délimité par les électrodes.

En raison du principe de réciprocité (Geselowitz, 1971), seule la moitié des mesures de la trame sont linéairement indépendantes ; ainsi, pour $N = 16$ électrodes, on n'a que 104 mesures indépendantes. Le nombre de régions de conductivité indépendantes qu'on peut ainsi calculer est de l'ordre d'une centaine d'éléments : une dizaine d'éléments dans chaque direction. Autrement dit, la résolution spatiale dans le cas d'une configuration de 16 électrodes est de l'ordre de 10 % du diamètre du milieu à imager. Par conséquent, les images de TIE ont une résolution spatiale très faible comparativement à celles de la tomодensitométrie, de la résonance magnétique et des techniques d'imagerie utilisées en médecine nucléaire. Les avantages de la TIE sont les suivants : elle est non invasive, bien adaptée au monitoring de longue durée, de très faible coût et elle utilise une instrumentation peu encombrante pour le patient.

Parmi les applications médicales potentielles de la TIE, on cite l'exploration pulmonaire et cardiaque, la détection du cancer du sein et l'estimation du taux de vidange gastrique. Toutefois, c'est le monitoring respiratoire de patients sous ventilation mé-

canique qui est l'application la plus prometteuse. En effet, la TIE permet d'obtenir plusieurs informations quantitatives simultanément et en continu sur la ventilation régionale et la présence éventuelle de fluides (oedème). L'institut de génie biomédical de l'École Polytechnique de Montréal (IGB) a développé un système de TIE utilisant 16 électrodes, appelé TIE-4, et concentre ses travaux sur cette application.

1.3 Objectifs du projet de maîtrise

La configuration d'électrodes la plus utilisée lors de l'évaluation de la ventilation pulmonaire par TIE consiste à placer 16 électrodes uniformément autour du thorax au niveau de la vertèbre T10. Cette configuration sera dénotée dorénavant par $16SU$, le chiffre 16 indiquant le nombre d'électrodes utilisées et les lettres SU le fait que ces électrodes sont Uniformément espacées à la Surface du thorax. Les caractéristiques bien documentées de cette configuration sont une dégradation de la résolution et une diminution du contraste au fur et à mesure qu'on s'éloigne de la surface (Adler et Guardo, 1996). D'autres configurations d'électrodes, non explorées jusqu'à maintenant, peuvent être intéressantes sur le plan clinique en améliorant soit la qualité des images, soit les conditions d'utilisation du tomographe.

L'objectif principal de notre projet de maîtrise est d'étudier quelques-une de ces configurations inhabituelles d'électrodes. Les configurations étudiées (figure 1.1) sont :

- L'utilisation de N électrodes oesophagiennes et $16 - N$ électrodes de surface uniformément espacées autour du thorax, notamment : 1) une électrode oesophagienne et 15 de surface (configuration $15SU1OES$) et 2) 4 électrodes oesophagiennes et 12 de surface (configuration $12SU4OES$). Quelques auteurs (Schuessler et Bates, 1994) pensent que les configurations mixtes *surface/oesophagiennes* peuvent améliorer la résolution et le rapport signal sur bruit de l'image reconstruite.
- L'utilisation de 16 électrodes réparties sur la partie antérieure (ou postérieure) ou tout simplement sur une partie du thorax ($16SA$). Cette configuration peut améliorer le confort des patients alités en éliminant des points de pression dans le dos. On pense aussi que cette configuration pourrait améliorer la résolution de l'image reconstruite dans la zone proche des électrodes.
- L'utilisation de 15 électrodes sur la partie antérieure et d'une sur la partie postérieure du thorax ($15SA1SP$). Cette configuration aurait une meilleure résolution sur une plus grande zone du milieu par rapport à la précédente.

Notre travail permettra d'évaluer, pour ces configurations, trois indicateurs de performance : la résolution, le changement du contraste et l'erreur sur la localisation d'un objet ponctuel. Nous étudierons également l'applicabilité de ces configurations à l'exploration thoracique.

La méthodologie utilisée pour cette étude est la suivante :

- Développer des algorithmes de reconstruction d'images différentielles $2D$ pour les différentes configurations d'électrodes en se basant sur la linéarisation du problème de reconstruction et l'estimateur statistique de *maximum a posteriori* (MAP). Les matrices de sensibilité qui définissent la relation linéaire entre les différences de potentiels mesurées et le changement de conductivité ont été calculées par la méthode des élément finis.
- Évaluer la stabilité de la reconstruction à partir des données bruitées simulées sur un modèle cylindrique. Les données ont été simulées pour des inclusions ponctuelles situées en différents endroits du cylindre.
- Valider les résultats obtenus par simulation en effectuant des mesures sur un fantôme (bassin rempli d'eau salée) à l'aide du système TIE-4.
- Estimer la résolution, le changement du contraste et l'erreur sur la localisation de l'objet en fonction des coordonnées de l'inclusion dans le milieu. Ces paramètres ont été estimés à partir de données simulées et aussi à partir de données mesurées avec le bassin par le système TIE-4.
- Évaluer l'applicabilité de ces configurations pour l'exploration thoracique à partir de données simulées pour un modèle $2D$ du thorax.

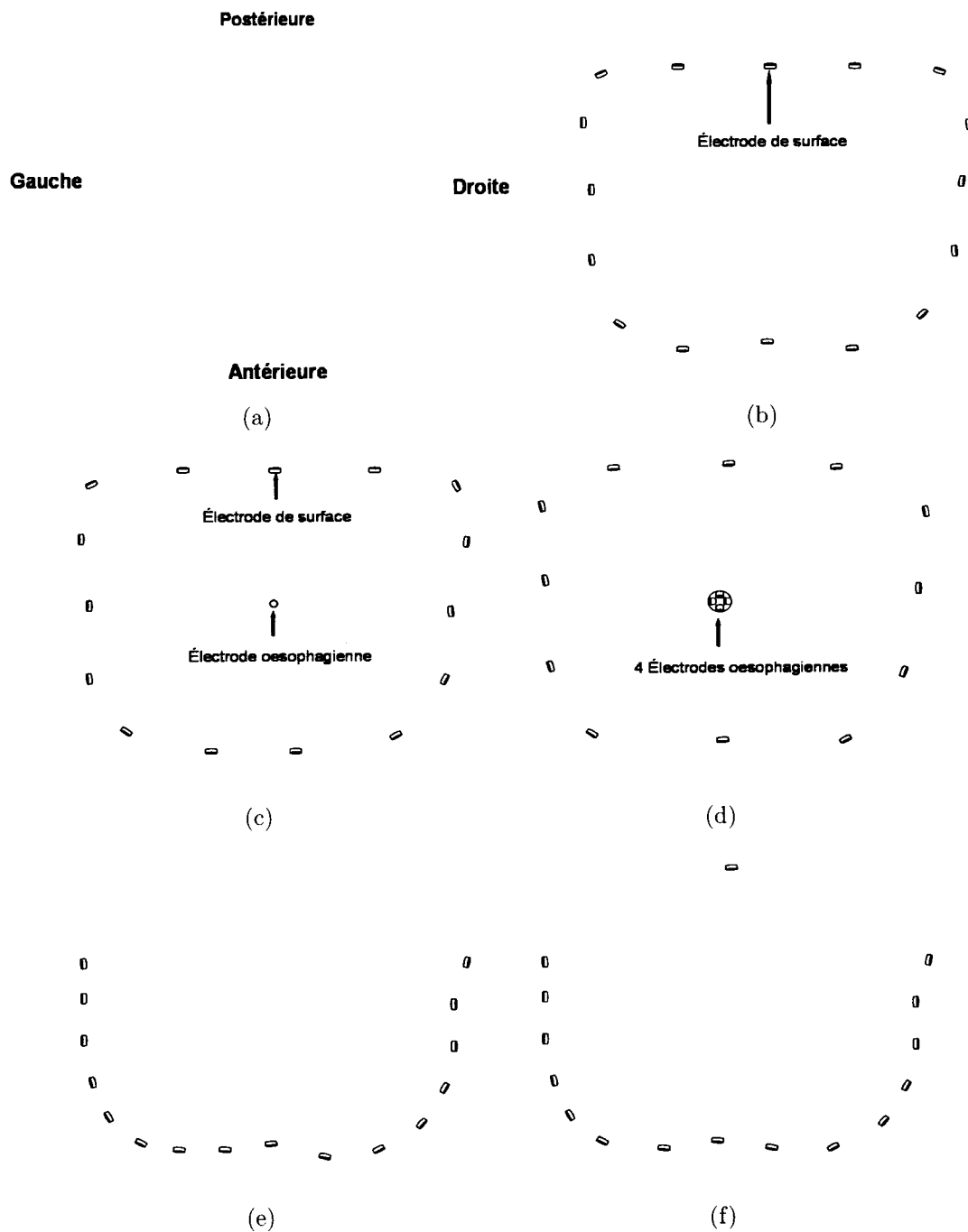


Figure 1.1 Configurations d'électrodes étudiées : a) modèle du thorax, b) configuration classique 16 électrodes de surface uniformément réparties autour du thorax (16SU), c) 15 électrodes de surface uniformément réparties autour du thorax et 1 oesophagienne 15SU1OES, d) 12 électrodes de surface uniformément réparties autour du thorax et 4 oesophagiennes 15SU1OES, e) 16 électrodes de surface antérieures (16SA) et f) 15 électrodes de surface antérieures et 1 postérieure (15SA1SP).

CHAPITRE 2

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une revue de la littérature générale sur la TIE. Il traite, entre autres, de l'instrumentation et des applications cliniques de la TIE.

2.1 Instrumentation

2.1.1 Principe

Le premier système de TIE ayant produit des images *in vivo* a été réalisé en 1982 par Barber et Brown de l'université de Sheffield (Royaume-Uni). Depuis, plusieurs groupes en Europe et en Amérique du Nord ont développé des systèmes de tomographie. Rigaud et Morucci (1996) ont fait un inventaire exhaustif des groupes ayant des activités de recherche et de développement en TIE, en mettant l'accent sur les systèmes existants. Bien que certains groupes aient fait des tentatives de commercialisations, la majorité des études cliniques ont été réalisées avec des systèmes développés et construits par des laboratoires de recherche universitaires.

La figure 2.1 présente le schéma simplifié d'un système de TIE. Il est constitué, en

général, d'un module d'application de courant, d'un module de mesure des potentiels générés, d'un module de contrôle et d'un ordinateur pour la reconstruction et l'affichage des images.

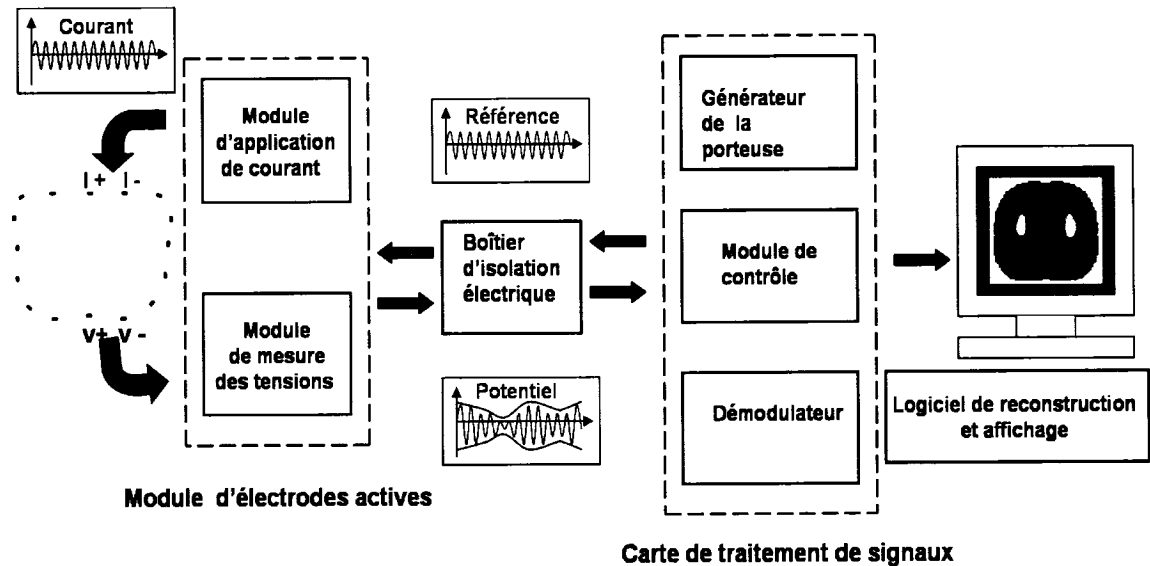


Figure 2.1 Schéma bloc du système TIE-4 développé à l'Institut de génie biomédical (IGB) de l'École Polytechnique de Montréal.

L'amplitude du courant appliqué varie de 1 à 10 mA crête-à-crête selon les systèmes. La fréquence d'excitation est comprise entre 10 kHz et 1 MHz (Rigaud et Morucci, 1996). Certains systèmes récents sont multifréquences, c'est-à-dire que le courant est appliqué à des fréquences différentes pour produire des images quasi statiques ou paramétriques. Ce type d'images sera décrit à la section 2.2.3.

Comme les tissus humains ont une conductivité complexe, les tensions mesurées sont déphasées par rapport aux courants appliqués. Les tomographes mesurent en général la partie réelle et la partie imaginaire de la tension (Rigaud *et al.*, 1996). Toutefois,

c'est la partie réelle qui est habituellement utilisée pour estimer la conductivité des tissus lors de la reconstruction d'images (sections 2.2.1 et 2.2.2). La partie imaginaire des tensions mesurées est relativement faible aux fréquences utilisées, généralement inférieures à 100 kHz.

2.1.2 Système TIE-4

Le système TIE-4 développé à l'Institut de génie biomédical (IGB) de l'École Polytechnique de Montréal a été utilisé pour les mesures *in vitro* dans ce projet. Ce système permet d'obtenir des images en temps réel avec une cadence maximale de 25 trames/s. Toutefois, puisque le rapport signal sur bruit augmente lorsqu'on diminue la cadence, on utilise habituellement le système à une cadence plus faible. Pour l'exploration pulmonaire, une cadence de 5 trames/s suffit car elle respecte le théorème d'échantillonnage pour l'activité respiratoire (Coulombe, 2003).

2.1.2.1 Composantes matérielles

Le système TIE-4 est constitué de trois unités (figure 2.1): 1) un module d'électrodes actives (*Scan Head*), 2) un module d'isolation (*Isolation Unit*) et 3) une carte de traitement de signaux (*Processor Board*).

Le module d'électrodes actives (MEA) est composé de 16 canaux configurables qui ser-

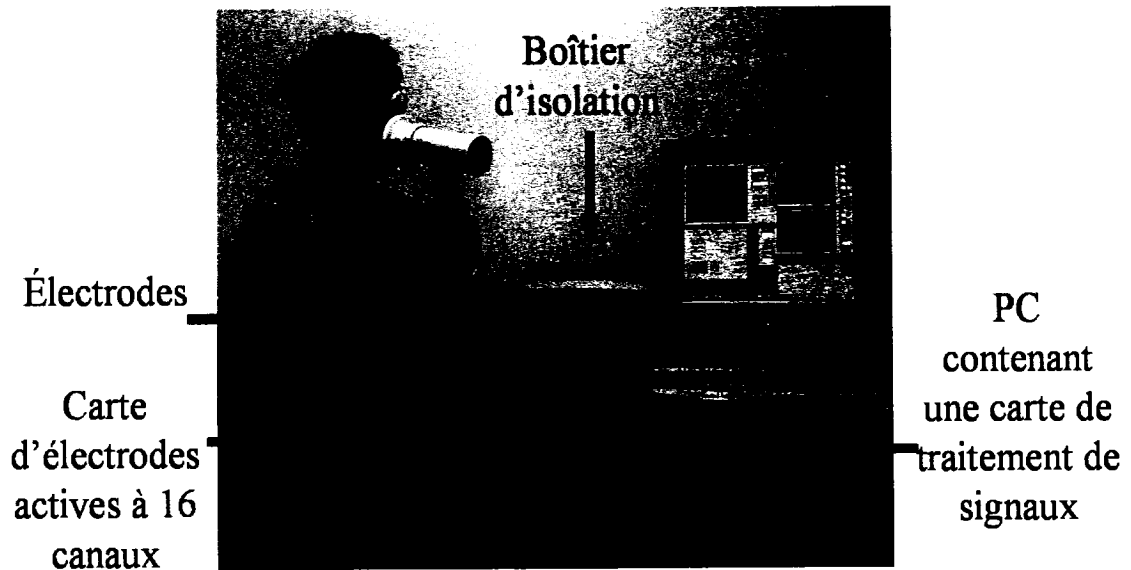


Figure 2.2 Photo du système TIE-4.

vent à appliquer le courant au patient et à mesurer les tensions générées. Chaque canal du MEA comprend un préamplificateur, un convertisseur tension courant, un circuit d'asservissement, un réseau de portes linéaires et un microcontrôleur. L'ensemble de ces circuits et quelques autres circuits communs aux 16 canaux sont réalisés sur un circuit imprimé logé dans un boîtier en plastique. Le MEA est relié au module d'isolation par trois câbles. Un premier câble coaxial conduit la porteuse sinusoïdale de référence du module d'isolation vers le MEA. Ce signal à 50 kHz commande une source de courant qu'on applique au corps par une paire d'électrodes adjacentes. Le deuxième câble coaxial transmet au module d'isolation la porteuse modulée en amplitude et en phase qui correspond à la tension captée par la paire d'électrodes adjacentes sélectionnée comme paire de mesure. L'amplitude et la phase de cette porteuse contiennent l'information nécessaire à la reconstruction de l'image. Le troisième câble

conduit du module isolation au MEA des tensions continues d'alimentation (DC) ainsi que 4 signaux numériques servant au contrôle du MEA.

Le module d'isolation assure la sécurité du patient en l'isolant électriquement des circuits qui sont alimentés par le secteur.

La carte de traitement de signaux est insérée dans le PC dans une fente ISA. Elle contient les circuits servant à générer la porteuse de référence transmise au MEA et elle permet de numériser puis de démoduler le signal qui provient du MEA. La démodulation synchrone est réalisée par une puce numérique spécialisée et permet d'extraire les partie réelle et imaginaire de l'impédance. La fréquence de la porteuse de référence est programmable dans la plage de 1kHz à 9.6 MHz avec une résolution de 10^{-3} Hz. Le signal modulé provenant de MEA est numérisée puis démodulé en quadrature de phase par un processeur spécialisé. Les données sont ensuite transmises au PC pour la reconstruction des images. Un système plus récent (SigmaTome II) conserve la même architecture que le système TIE-4 mais utilise un port USB au lieu d'une carte ISA pour communiquer avec le PC.

2.1.2.2 Séquence d'acquisition

La figure 2.3 présente la séquence utilisée par le système TIE-4 pour l'acquisition d'une trame. La séquence commence par l'application de courant entre une paire

d'électrodes adjacentes et par la mesure de tension par la paire adjacente voisine. Les 15 mesures suivantes sont obtenues en faisant effectuer une rotation dans le sens horaire aux quatre électrodes. À la 17^e mesure, on décale d'une électrode la paire d'application de courant relativement à celle de mesure. Puis, on effectue à nouveau une rotation des quatre électrodes pour les mesures suivantes. On répète ce processus (décalage et rotation) jusqu'à ce que la paire d'application de courant et celle de mesure de tension redeviennent de nouveau voisines. On obtient ainsi une trame constituée de 208 mesures (16×13). La figure 2.3 présente la forme du signal obtenu pour une trame de mesures effectuées sur un milieu homogène circulaire avec la configuration d'électrodes $16SU$.

2.1.2.3 Logiciels

Le logiciel d'exploitation du système TIE-4 est constitué d'une interface graphique appelée MEMTA (Modular Expandable MultiThreaded Architecture) développée en C++ (Gagnon, 2003). Le logiciel comprend des modules d'acquisition de données, d'affichage de signaux et de reconstruction d'images. Une couche d'abstraction du matériel (Hardware Abstraction Layer) permet d'utiliser ces mêmes modules avec des systèmes de TIE de générations différentes. On peut ainsi effectuer des modifications majeures aux systèmes de TIE sans qu'il soit nécessaire de redévelopper l'ensemble des modules de traitement de signaux et de reconstruction d'images.

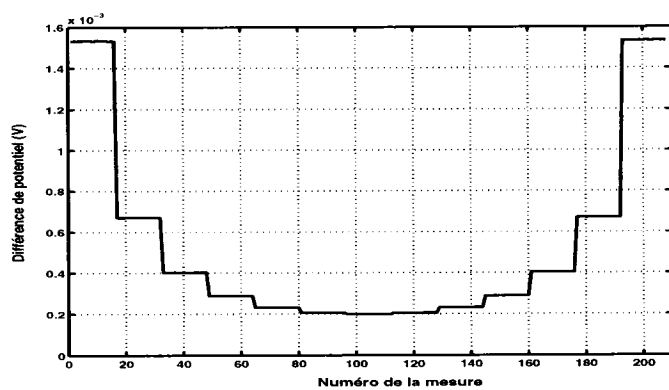
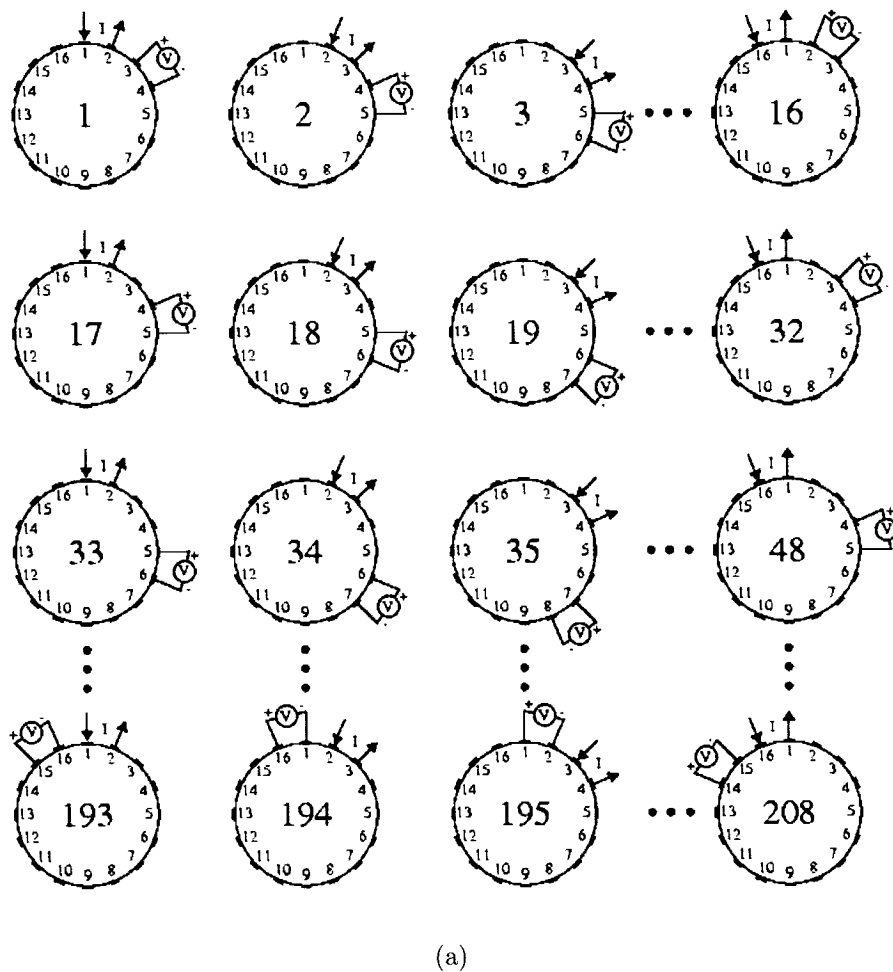


Figure 2.3 a) séquence d'acquisition des mesures du système TIE-4, (source : Gagnon (2003)), et b) trame mesurée sur un bassin cylindrique rempli d'eau salée.

2.2 Types d'imagerie

Les images pouvant être générées par TIE sont de quatre types : statiques, différentielles, quasi statiques et paramétriques.

2.2.1 Imagerie statique

L'imagerie statique produit une image de la conductivité du milieu exploré à partir d'une seule trame de mesures. En théorie, elle pourrait fournir des images anatomiques de la section du corps étant donné l'étalement des valeurs de conductivité des tissus biologiques. Plusieurs groupes ont orienté leurs efforts vers ce type d'imagerie (Cherpenin *et al.*, 2002; Cheney *et al.*, 1990; Cook *et al.*, 1994; Isaacson, 1986; Newell *et al.*, 1996; Woo *et al.*, 1993; Yorkey *et al.*, 1987; Zhu *et al.*, 1994). Les images statiques du thorax publiées jusqu'à présent ne sont pas convaincantes (Cheney *et al.*, 1990; Newell *et al.*, 1996). En effet, les méthodes de reconstruction d'images statiques se basent sur des algorithmes itératifs qui sont très sensibles aux erreurs géométriques et aux erreurs de mesure de potentiels. Les erreurs géométriques sont dues aux différences entre le modèle géométrique utilisé par les algorithmes de reconstruction et le milieu étudié. Parmi ces erreurs, les plus importantes sont celles concernant les contours du domaine et la position des électrodes. Quant aux erreurs de mesure des potentiels, elles sont dues aux imperfections de l'instrumentation, à la dispersion des impédances de contact électrodes/peau et aussi à la variabilité des caractéristiques

(gain, transconductance, etc.) des différents canaux du système de TIE.

2.2.2 Imagerie différentielle

Les propriétés électriques de plusieurs tissus biologiques varient en fonction du temps. Ce changement est dû à la modification de la structure des tissus par l'activité physiologique des organes qu'elles forment. Par exemple, la conductivité et la permittivité des tissus pulmonaires diminuent lors de l'inspiration et augmentent lors de l'expiration (Nopp *et al.*, 1993, 1997). L'imagerie différentielle génère des images du changement de conductivité dans le temps. Les images sont reconstruites à partir de deux trames, une trame mesurée à un instant de référence t_{ref} et une autre trame mesurée à un instant t quelconque. Les images obtenues représentent la variation de conductivité entre les deux instants. L'imagerie différentielle permet d'évaluer les fonctions physiologiques telles la respiration, l'activité cardiaque et la vidange gastrique.

En utilisant les différences de potentiel mesurées à deux instants, l'imagerie différentielle a l'avantage, relativement à l'imagerie statique, d'être moins sensible aux erreurs géométriques et systématiques citées à la section précédente (Adler et Guardo, 1996; Barber et Brown, 1990). Elle a aussi l'avantage d'utiliser des algorithmes de reconstruction plus simples permettant une imagerie en temps réel. L'imagerie différentielle offre de bonnes perspectives d'applications cliniques et la majorité des groupes de TIE

utilisent ce type d'imagerie (Frerichs, 2000; Rigaud *et al.*, 1996).

2.2.3 Imagerie multifréquence

Le comportement réactif des tissus biologiques devient important lorsque la fréquence du courant appliqué dépasse 100 kHz. Il est alors possible de différencier les tissus en se basant sur le comportement fréquentiel de leur conductivité et de leur permittivité. Deux types d'images peuvent être reconstruites à partir de trames comportant des mesures de potentiels effectués à différentes fréquences : des images quasi statiques et des images paramétriques.

Imagerie quasi statique

L'imagerie quasi statique permet de visualiser la variation de l'impédance des tissus en fonction de la fréquence. Les images sont obtenues à partir de deux trames mesurées simultanément à deux fréquences différentes. La fréquence de référence f_1 est habituellement faible ($f_1 \leq 100$ kHz) afin que la partie imaginaire de la conductivité soit négligeable. La deuxième fréquence f_2 est plus élevée. Deux images sont reconstruites à partir des deux trames : une image d'amplitude et une image de phase. L'image d'amplitude représente le rapport entre la partie réelle de la conductivité mesurée à f_2 et celle mesurée à f_1 . L'image de phase est obtenue en calculant le rapport de la partie imaginaire de la conductivité à la fréquence f_2 par sa partie

réelle à la fréquence f_1 .

L'imagerie quasi statique combine certains aspects de l'imagerie statique et de l'imagerie différentielle. D'une part, puisque la reconstruction d'images s'effectue avec des différences des potentiels obtenues par une excitation à deux fréquences, la technique est moins sensible aux erreurs systématiques et géométriques. La linéarisation du problème direct (chapitre 3) permet l'utilisation d'algorithmes de reconstruction rapides. On retrouve ainsi les principaux avantages de l'imagerie différentielle. D'autre part, l'imagerie quasi statique permet d'observer les organes dont la conductivité ne varie pas dans le temps. La condition essentielle pour obtenir un contraste dans les images quasi statiques est que la conductivité de l'organe soit différente aux fréquences f_1 et f_2 utilisées. Les caractéristiques de l'instrumentation à ces deux fréquences doivent être par contre très semblables.

Les premiers auteurs à décrire ce type d'imagerie sont Griffiths et Ahmed (1987). D'autres auteurs ont contribué au développement de ce type d'imagerie, notamment Jossinet et Trillaud (1990, 1992), Osypka et Gersing (1994), Riu *et al.* (1995) et Soni *et al.* (2004).

Imagerie paramétrique

Cette technique se base sur le modèle électrique cellulaire proposé par Cole en 1941. Ce modèle assimile les tissus biologiques à une suspension cellulaire dans un milieu

conducteur et décrit leur comportement par un circuit électrique comprenant trois éléments (figure 2.4). La variation de l'impédance tissulaire en fonction de la fréquence est définie par l'équation de Cole-Cole (Foster et Schwan, 1986; Wand *et al.*, 2001) :

$$\begin{aligned} Z &= \frac{\mathcal{R}\mathcal{S}}{(\mathcal{R} + \mathcal{S})} + \left(\mathcal{R} - \frac{\mathcal{R}\mathcal{S}}{\mathcal{R} + \mathcal{S}}\right) \frac{1}{1 + (f/f_r)^{1-\alpha}j} \\ f_r &= \frac{1}{2\pi\mathcal{C}(\mathcal{R} + \mathcal{C})} \end{aligned} \quad (2.1)$$

où la résistance \mathcal{R} , la résistance \mathcal{S} et la capacité \mathcal{C} modélisent respectivement le fluide extracellulaire, le fluide intracellulaire et la membrane cellulaire. f_r est la fréquence de relaxation des tissus et α est le paramètre de dispersion qui ajuste la largeur de la zone de dispersion.

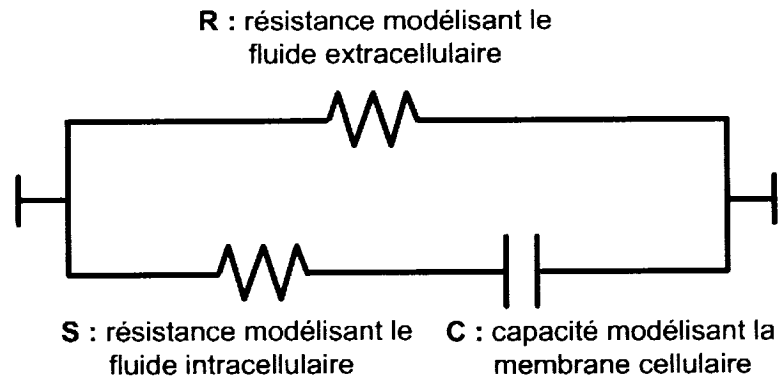


Figure 2.4 Modèle électrique simplifié de la cellule.

En effectuant des mesures à plusieurs fréquences, on peut reconstruire des images paramétriques qui représentent les paramètres \mathcal{R}/\mathcal{S} , $\mathcal{S}\mathcal{C}$ et $\mathcal{R}\mathcal{C}$. Les travaux de plusieurs équipes (Brandstatter *et al.*, 2003; Brown *et al.*, 1994, 1995; Casas *et al.*, 2000; Hampshire *et al.*, 1995b,a; Soni *et al.*, 2004; Yerworth *et al.*, 2003) ont démontré

la faisabilité de l'imagerie paramétrique. Toutefois, l'interprétation physiologique de ce type d'images et son utilité pour le diagnostic ne sont pas encore établies. Un système de TIE multifréquences pour l'imagerie paramétrique est en développement dans notre laboratoire dans le cadre d'un projet de doctorat.

2.3 Reconstruction 2D et 3D

En TIE, on entend par reconstruction $2D$ le fait de produire des images à partir de mesures obtenues avec des électrodes placées autour du thorax de façon à définir un plan de coupe. Cependant, les images obtenues ne sont pas strictement une coupe tomographique comme pour la tomodensitométrie. Étant donné que les courants électriques circulent dans toutes les directions et ne peuvent pas être confinés à un plan, les images reconstruites contiennent de l'information sur les variations de conductivité des tissus situés de part et d'autre du plan (Guardo *et al.*, 1991; Metherall *et al.*, 1996; Rabbani et Kabir, 1991).

Les artefacts produits dans les images $2D$ nuisent à l'interprétation et pourraient, dans un contexte clinique, suggérer un diagnostic erroné. Une alternative pour éliminer ces erreurs est la reconstruction $3D$. Le principe de base est le même qu'en $2D$, mais au lieu de placer les électrodes sur un même plan, on les place sur plusieurs niveaux. Par exemple, 4 plans de 16 électrodes chacun pourraient donner un échantillonnage adéquat de la distribution de potentiels en surface. L'acquisition des don-

nées pour la reconstruction 3D nécessite une instrumentation plus complexe pouvant s'interfacer avec un grand nombre d'électrodes et s'accommoder d'une grande plage dynamique pour les mesures. D'autre part, les algorithmes de reconstruction 3D nécessitent des systèmes informatiques puissants pour reconstruire et afficher en temps réel un grand nombre de voxels. Malgré les difficultés au niveau de la conception de l'instrumentation, la reconstruction 3D suscite de plus en plus l'intérêt de plusieurs groupes de recherche (Cherpenin *et al.*, 2001; Morucci *et al.*, 1995; Metherall *et al.*, 1996; Tidswell *et al.*, 2001c; Towers *et al.*, 2000). Un système de TIE 3D est également en développement dans notre laboratoire à l'Institut de génie biomédical (Forest, 2005).

2.4 Applications cliniques

2.4.1 Imagerie pulmonaire

La conductivité des tissus des poumons est faible comparativement à celle des autres tissus du thorax et elle varie au cours de la respiration : diminuant lors de l'inspiration, car l'air a une conductivité quasi nulle, et augmentant lors de l'expiration. Ainsi, les images différentielles obtenues par TIE permettent d'évaluer la fonction pulmonaire.

L'exploration pulmonaire est l'application de la TIE considérée comme la plus prometteuse. Elle a fait l'objet de plusieurs études depuis la publication de la première

image de TIE du thorax humain par Brown *et al.* (1985). L'article de Frerichs (2000) présente une revue exhaustive des travaux liés aux applications de la TIE à l'exploration pulmonaire pour la période 1985-1999. Les principales conclusions de ces études et des études postérieures (Belalcazar et Patterson, 2004; Frerichs *et al.*, 2001, 2002; Noble *et al.*, 2000; Serrano *et al.*, 2002, 2004; Smit *et al.*, 2002, 2003) sont :

1. L'application de la TIE au monitoring de la fonction pulmonaire de patients ventilés mécaniquement semble très prometteuse. Elle permet d'obtenir des informations quantitatives sur la ventilation régionale, le volume d'air total et l'accumulation de fluides sans interférence avec d'autres modalités d'imagerie.
2. La TIE peut concurrencer d'autres techniques pour l'évaluation de la perfusion régionale pulmonaire. Son principal atout est d'être non invasive, portable et peu dispendieuse en comparaison de la médecine nucléaire, qui est la technique la plus utilisée actuellement pour l'évaluation de ces paramètres cliniques.
3. La faible résolution spatiale de la TIE ne lui permet pas de concurrencer les autres modalités d'imagerie (tomodensitométrie, imagerie par résonance magnétique et radiographie) pour obtenir des informations morphologiques.

2.4.2 Imagerie du cerveau

La conductivité locale des tissus du cerveau change durant l'activité normale ou pathologique du cerveau. Pendant l'activité fonctionnelle normale ou suite à l'application de stimuli, la conductivité augmente à cause de l'augmentation locale du volume sanguin. Par contre, lors de crises d'épilepsie et suite à un accident cérébrovasculaire, la conductivité diminue à cause du gonflement des cellules neuronales. En effet, pour maintenir le faible niveau de sodium à l'intérieur de la cellule après une activité intense, l'eau extracellulaire diffuse vers l'intérieur de la cellule sous l'effet du potentiel osmotique intracellulaire. L'espace extracellulaire diminue et, par conséquent, sa conductivité diminue aussi.

Plusieurs études effectués sur des animaux ont montré qu'il est possible d'imager par TIE le changement de conductivité lié à l'activité cérébrale pathologique ou résultant de stimuli (Boone *et al.*, 1994; Holder, 1992a,b; Holder *et al.*, 1994, 1996). Dans ces études, les auteurs ont placé directement les électrodes sur la couche externe du cerveau (cortex cérébral) pour contourner la barrière isolante que constitue le crâne. La nécessité de placer les électrodes directement sur le cortex est un obstacle qui empêche l'utilisation clinique de la TIE comme système de neuroimagerie fonctionnelle. Cependant, les progrès réalisés au niveau de l'instrumentation et des algorithmes de reconstruction permettent maintenant l'utilisation d'électrodes que l'on place sur le scalp et les résultats obtenus sur des sujets humains sont encourageants (Tidswell

et al., 2001a,b, 2003).

2.4.3 Détection du cancer du sein

Le sein normal est constitué de trois types de tissus : les glandes mammaires, les tissus conjonctifs (stroma) et les tissus adipeux. Le cancer du sein se caractérise par des tissus pathologiques, comme les carcinomes et les adénofibromes, qui ont des propriétés électriques différentes des tissus sains. Plusieurs études (Kerner *et al.*, 2002a,b; Osterman *et al.*, 2000; Soni *et al.*, 2004; Wand *et al.*, 2001) montrent que la TIE multifréquence offre des possibilités de diagnostiquer la présence de tissus cancéreux.

2.4.4 Imagerie cardiaque

Puisque la conductivité du sang est plus grande que celle de la plupart des autres tissus (Patterson et Zhang, 2003), la variation du volume de sang dans un organe peut être visualisée par imagerie différentielle. Ainsi, quelques travaux (Noordegraaf, 1998; Patterson et Zhang, 2003) ont été réalisés pour étudier la possibilité d'utiliser la TIE pour estimer le volume systolique et la fraction d'éjection. Étant donné que le coeur est entouré des poumons, dont la conductivité est beaucoup plus faible, le contraste produit par une variation du volume de sang est très faible. De plus, les images obtenues avec la configuration d'électrodes uniformément espacées autour du

thorax ne permettent pas de différencier les ventricules des oreillettes.

Par ailleurs, Eyuboglu et Brown (1988) ainsi que Noordegraaf (1998) ont montré que l'acquisition de données synchronisées par l'ECG permet de séparer les variations de conductivité associées aux changements de volume sanguin des différents chambres du coeur. Ce type d'acquisition nécessite des systèmes de TIE rapides capables de faire l'acquisition d'une centaine de trames par seconde. Des systèmes basés sur une architecture parallèle peuvent respecter cette exigence (Rigaud et Morucci, 1996).

2.4.5 Vidange gastrique

La vidange gastrique est généralement étudiée par scintigraphie nucléaire ou par radiographie en administrant au patient un produit de contraste par voie orale. Des études cliniques (Avill *et al.*, 1987; Mangnall *et al.*, 87; Sarker *et al.*, 97) ont montré qu'on obtient les mêmes résultats à partir d'images différentielles de TIE acquises après avoir donné au patient un repas salé. La TIE peut donc servir de technique non invasive pour étudier la vidange gastrique.

2.4.6 Discussion

Malgré la faible résolution des images de TIE, les applications cliniques potentielles de cette modalité sont nombreuses. Elle est une technique d'imagerie fonctionnelle

non invasive, portable et peu dispendieuse. Pour réussir son introduction en clinique, il faut, d'une part, développer des outils mathématiques de traitement d'images permettant d'extraire des paramètres physiologiques significatifs pour le diagnostic. D'autre part, il faut développer une instrumentation spécifique à chaque application clinique.

CHAPITRE 3

PROBLÈME DIRECT

En TIE, la résolution du problème direct est une étape essentielle pour la majorité des algorithmes de reconstruction. En effet, la connaissance des potentiels internes au volume conducteur est nécessaire au calcul de la matrice de sensibilité utilisée par les algorithmes de reconstruction d'images statiques et différentielles. De plus, on doit calculer avec précision les potentiels aux électrodes lors de la reconstruction d'images statiques. Dans les études par simulation, la solution du problème direct permet de générer des données de TIE qui servent à évaluer les performances des algorithmes de reconstruction et à explorer de nouveaux champs d'application. Ce chapitre traite de la méthodologie utilisée pour résoudre le problème direct. Il décrit brièvement la méthode des éléments finis utilisée pour la résolution du problème direct, les méthodes numériques d'inversion du système d'équations linéaires et l'influence du choix de la méthode d'inversion et du maillage sur la précision des potentiels calculés.

3.1 Définition du problème direct

Le potentiel scalaire V généré à l'intérieur d'un milieu conducteur fermé, suite à l'application d'une distribution de courant à sa frontière, est lié à la distribution de conductivité C par une fonction non linéaire $V = F(C)$ qui vérifie l'équation de Poisson et les conditions aux frontières de Neumann (Adler, 1995; Webster, 1990) :

$$\nabla \cdot (C \nabla(V)) = 0 \quad (3.1)$$

$$C(n \cdot \nabla(V)) = J_n \quad (3.2)$$

où J_n est la densité du courant appliqué à la frontière du milieu et n est le vecteur unitaire normal à cette frontière. Le problème direct consiste à calculer le champ de potentiel V en tout point d'un volume conducteur, connaissant sa géométrie, sa distribution de conductivité C et les conditions aux frontières.

Les solutions analytiques du problème direct sont limitées à des géométries simples, comme des sphères et des ellipsoïdes. Pour les formes géométriques complexes rencontrées dans les applications médicales, la résolution se fait par des méthodes numériques telle la méthode des éléments finis (MEF). La MEF est la méthode utilisée par la plupart des groupes de recherche en TIE (Adler, 1995; Avis et Barber, 1995; Metherall, 1998; Molinari *et al.*, 2001; Polydorides *et al.*, 2002; Webster, 1990; Woo *et al.*, 1993). Ce choix est justifié par le fait que la MEF est la technique la mieux adaptée à la

résolution d'équations différentielles pour des milieux hétérogènes de frontières irrégulières. Toutefois, d'autres techniques numériques ont été utilisées et sont citées dans la littérature, notamment : la méthode des différences finies (MDF) (Patterson et Zhang, 2003), la méthode des volumes finis (DVF) (Dong *et al.*, 2003; Zlochiver *et al.*, 2004) et la méthode des éléments aux frontières (de Munck *et al.*, 2000).

3.2 Modélisation par éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) divise la géométrie du modèle en un nombre finis d'éléments de forme habituellement triangulaire dans le cas 2D et tétraédrique dans le cas 3D (figure 3.1). Ces éléments sont connectés par des points appelés *noeuds géométriques de maillage*. Le potentiel V est approché sur chaque élément K par la combinaison linéaire de polynômes d'interpolation généralement linéaires ou quadratiques pondérés par la valeur de V aux noeuds de cet élément. Ces derniers sont appelés *noeuds de calcul ou d'interpolation* (Méthode de Ritz) :

$$V^K(x, y, z) \simeq \sum_{j=1}^{n_c} V_j^K \phi_j(x, y, z) \quad (3.3)$$

où V_j^K , appelé *degré de liberté*, est la valeur de la tension au noeud j de l'élément K , ϕ_j est la fonction d'interpolation j et n_c est le nombre de noeuds de calcul pour l'élément K . Dans le cas d'une interpolation linéaire, les noeuds de calcul coïncident

avec les noeuds géométriques de l'élément K .

L'équation 3.3 est ensuite transformée en un système d'équations algébriques par application de la méthode de Petrov-Galerkin sur l'élément K (Fortin et Garon, 2000). Le système d'équations linéaires résultant a la forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} y_{11}^K & y_{12}^K & \cdots & y_{1n_c}^K \\ y_{21}^K & y_{22}^K & \cdots & y_{2n_c}^K \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ y_{n_c1}^K & y_{n_c2}^K & \cdots & y_{n_cn_c}^K \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ \vdots \\ V_{n_c} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_1^K \\ I_2^K \\ \vdots \\ I_{n_c}^K \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

où :

$$y_{i,j}^K = \oint_{\Omega_K} C \left(\frac{\delta\phi_i}{\delta x} \frac{\delta\phi_j}{\delta x} + \frac{\delta\phi_i}{\delta y} \frac{\delta\phi_j}{\delta y} + \frac{\delta\phi_i}{\delta z} \frac{\delta\phi_j}{\delta z} \right) \delta\Omega \quad (3.5)$$

$$I_j^K = \oint_{\Gamma_K} \phi_j J_n \delta\Gamma \quad (3.6)$$

où Ω_K est le domaine de l'élément K , C est la conductivité et J_n la densité de courant normale à la frontière Γ_K du domaine Ω_K .

La combinaison des équations de tous les éléments du maillage permet d'obtenir le système matriciel global du domaine Ω . Si on considère toutes les projections p définies par la stratégie d'excitation adoptée, on aura l'équation globale suivante pour le modèle étudié :

$$\mathbf{Y}(C)\mathbf{V} = \mathbf{I} \quad (3.7)$$

où \mathbf{Y} est la matrice d'admittance de dimension $L \times L$ (L est le nombre total de noeuds d'interpolation), $\mathbf{I} = [\mathbf{I}^{(1)}, \dots, \mathbf{I}^{(q)}, \dots, \mathbf{I}^{(p)}]$ est la matrice des courants dont chaque colonne $\mathbf{I}^{(q)}$ correspond à la projection q définie par les conditions aux frontières de Neumann et $\mathbf{V} = [\mathbf{V}^{(1)}, \dots, \mathbf{V}^{(q)}, \dots, \mathbf{V}^{(p)}]$ est la matrice des tensions dont chaque colonne $\mathbf{V}^{(q)}$ est la solution associée à la projection q .

La matrice des tensions V sera obtenue par inversion du système d'équations linéaires 3.7:

$$\mathbf{V} = \mathbf{Y}(C)^{-1}\mathbf{I} \quad (3.8)$$

Dans le cas où aucune contrainte de Dirichlet ne fixe le potentiel de référence en un noeud au niveau de l'équation différentielle de Poisson, la matrice $\mathbf{Y}(C)$ sera singulière. Pour la rendre inversible, il suffit d'affecter la valeur zéro aux éléments de la n^e colonne et de la n^e ligne de la matrice Y , puis d'attribuer une constante non nulle à l'élément diagonal $\mathbf{Y}_{nn}(C)$. On doit aussi attribuer la valeur zéro à la n^e composante du vecteur \mathbf{I} (Webster, 1990).

Les différences de potentiel entre les noeuds associés aux différentes paires d'électrodes utilisées pour l'acquisition de données de TIE sont extraites de la matrice des potentiels \mathbf{V} par :

$$\mathbf{D} = \mathbf{T}\mathbf{V} \quad (3.9)$$

où \mathbf{T} est une matrice $M_p \times p$ dont les éléments de chaque ligne sont nuls sauf les

deux éléments associés à une paire d'électrodes de mesure. Ces deux éléments ont pour valeur 1 et -1 . M_p est le nombre de mesures pour chaque projection et \mathbf{D} est une matrice de dimensions $M_p \times p$ contenant les différences de potentiels entre les électrodes de mesure ; la valeur \mathbf{D}_{ij} de \mathbf{D} représente la différence de potentiel mesurée par la i^{e} paire d'électrodes lors de l'application du courant par la j^{e} paire (projection j). La matrice \mathbf{D} est ensuite transformée en un vecteur colonne \mathbf{v} de longueur $M = M_p * p$ contenant toutes les mesures effectuées avec la stratégie de mesure et d'excitation sélectionnée :

$$\mathbf{v} = \mathbf{F}_{\text{TIE}}(C) = \begin{bmatrix} \mathbf{D}^{(1)} \\ \vdots \\ \mathbf{D}^{(q)} \\ \vdots \\ \mathbf{D}^{(p)} \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

où $\mathbf{D}^{(q)}$ désigne le q^{e} vecteur colonne de la matrice \mathbf{D} et $\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C)$ est tout simplement une notation pour désigner l'opérateur non linéaire qui permet de calculer la trame \mathbf{v} en fonction de la conductivité C . Ainsi, chaque valeur \mathbf{v}_i de \mathbf{v} est la mesure qui correspond à la i^{e} combinaison paire d'excitation/paire de mesure.

3.3 Calcul de la matrice des potentiels

Dans ce projet de maîtrise, on a résolu le problème direct sur :

1. Un modèle circulaire (figure 3.1 a) et sur un modèle $2D$ du thorax (figure 3.1 b) pour calculer la matrice de sensibilité correspondant à ces deux formes géométriques.
2. Un bassin circulaire de conductivité homogène à l'intérieur duquel on place un petit objet circulaire de conductivité différente pour créer une inclusion (figure 3.1 c). L'objet est déplacé radialement du centre du bassin vers l'extérieur pour estimer les performances des algorithmes de reconstruction pour les différentes configurations d'électrodes étudiées.

La résolution du problème direct a été effectuée à l'aide du logiciel FEMLAB^{MD} (Finite Element Modelling Laboratory). Il s'agit d'un ensemble d'outils dédiés à la modélisation et à la simulation des phénomènes physiques décrits par des équations aux dérivées partielles. Ce logiciel comprend des outils de résolution tels que les méthodes directes, itératives, multigrilles et adaptatives. La précision de la solution \mathbf{V} du système d'équations linéaires 3.7 dépend grandement de la méthode de résolution choisie.

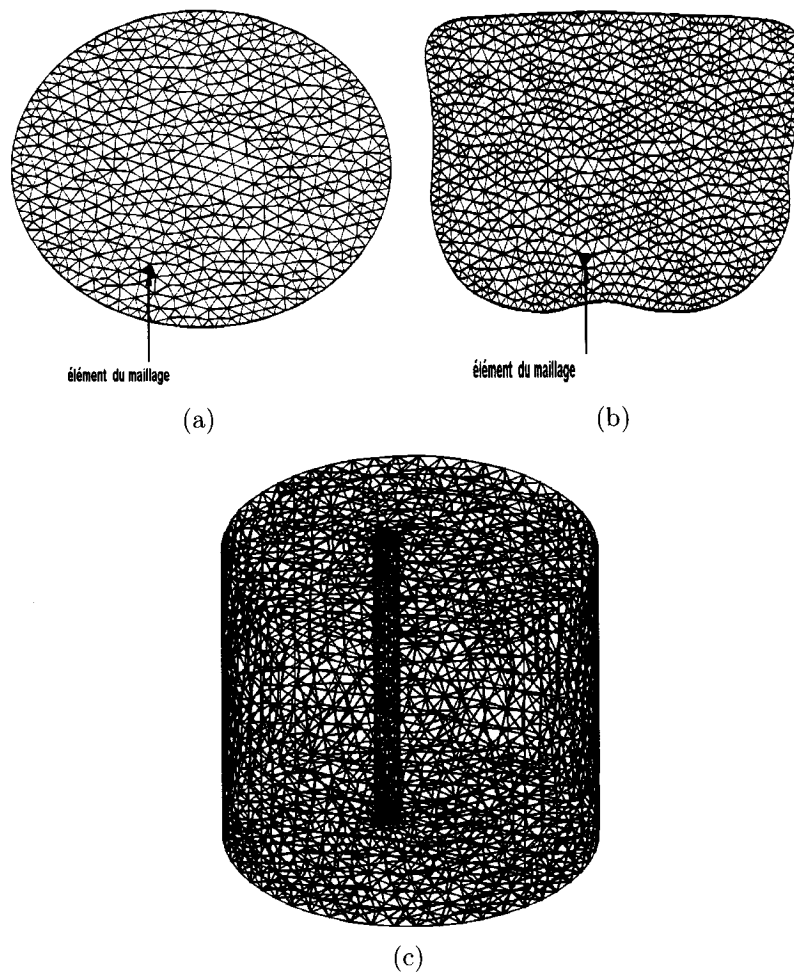


Figure 3.1 a) modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité (1320 éléments, 709 noeuds géométriques), b) modèle thoracique utilisé pour calculer la matrice de sensibilité (2015 éléments, 1073 noeuds géométriques) et c) modèle cylindrique utilisé pour simuler les données du système de tomographie (39621 éléments, 7500 noeuds géométriques).

FEMLAB^{MD} possède aussi une interface graphique interactive basée sur le langage Java, des outils de CAO intégrés pour générer des modèles 1D, 2D et 3D. Il permet aussi de générer automatiquement des maillages avec un contrôle explicite et interactif de la taille des éléments. Les fichiers générés peuvent être exportés vers l'environnement MATLAB^{MD}. Son inconvénient est la non-accessibilité aux fonc-

tions de base. Par exemple, la reconstruction du jacobien directement à partir des fonctions d'interpolation 3.5 est impossible pour le moment.

3.3.1 Méthodes numériques de calcul

3.3.1.1 Méthodes directes

La matrice d'admittance \mathbf{Y} est une matrice symétrique définie positive (Webster, 1990). Les méthodes directes telles que la factorisation de Cholesky (la décomposition \mathbf{LU} dans le cas d'une matrice complexe) peut donc être utilisée pour résoudre le système d'équations linéaires 3.7. La factorisation de Cholesky de la matrice \mathbf{Y} est $\mathbf{Y} = \mathbf{Q}^t \mathbf{Q}$, où \mathbf{Q} est une matrice triangulaire supérieure creuse. L'équation 3.7 devient alors :

$$\mathbf{Q}^t \mathbf{Q} \mathbf{V} = \mathbf{I} \quad (3.11)$$

En utilisant la variable intermédiaire $\mathbf{q} = \mathbf{Q} \mathbf{V}$, on aura :

$$\mathbf{Q}^t \mathbf{q} = \mathbf{I} \quad (3.12)$$

Après la résolution de l'équation 3.12, on calcule la matrice des potentiels V à partir de l'équation :

$$\mathbf{Q} \mathbf{V} = \mathbf{q} \quad (3.13)$$

Pour un petit maillage, la méthode de factorisation de Cholesky est rapide et avantageuse, car la factorisation de \mathbf{Y} se fait une seule fois pour les différentes projections et la résolution des équations 3.12 et 3.13 s'exécute rapidement par substitution, puisque \mathbf{Q} et \mathbf{Q}^t sont triangulaires. La factorisation de Cholesky est implémentée au niveau de l'opérateur " \backslash " de MATLAB^{MD} pour résoudre les systèmes d'équations linéaires symétriques définis positifs. Cet opérateur est utilisé aussi par le logiciel FEMLAB^{MD} au niveau de l'algorithme de résolution linéaire "femlin". Dans le cas $2D$, où le nombre d'inconnues (degrés de liberté) est limité, la résolution des systèmes d'équations linéaires par l'opérateur " \backslash " est efficace en termes de précision et de temps de calcul (Lionheart, 2004; William *et al.*, 1992). Cependant, dans le cas d'un domaine $3D$ ou d'un domaine $2D$ avec un grand nombre de degrés de liberté, les méthodes directes ne sont pas précises ; les erreurs d'arrondis s'accumulent et peuvent même être amplifiées dans le cas d'une matrice \mathbf{Y} mal conditionnée. Dans ce cas, d'autres méthodes seront plus efficaces, notamment les méthodes itératives et la méthode multigrille (William *et al.*, 1992).

3.3.1.2 Méthodes itératives

Le principe des méthodes itératives pour la résolution de systèmes d'équations linéaires consiste à calculer une suite de solutions $\mathbf{V}^{(k)}$ qui converge vers la solution exacte $\mathbf{V} = \mathbf{Y}(C)^{-1}\mathbf{I}$. Soit $\mathbf{V}^{(k)}$ la solution à la k^e itération. L'erreur sur cette solution est

donnée par $\delta\mathbf{V}^{(k)} = \mathbf{V} - \mathbf{V}^{(k)}$. Si on multiplie cette erreur par la matrice $\mathbf{Y}(C)$, on obtient l'équation suivante :

$$\mathbf{Y}(C)\delta\mathbf{V}^{(k)} = \mathbf{I} - \mathbf{Y}(C)\mathbf{V}^{(k)} = \delta\mathbf{I}^{(k)} \quad (3.14)$$

où $\delta\mathbf{I}^{(k)}$ est le résidu.

$\mathbf{V}^{(k)}$ est connue, car c'est la solution qu'on veut améliorer. Donc, le résidu $\delta\mathbf{I}^{(k)}$ est défini et a une double précision, puisqu'il y a annulation des erreurs de mode commun par l'opération de soustraction. La résolution de l'équation 3.14 par la méthode de factorisation Cholesky permet de calculer une valeur approchée $\delta\tilde{\mathbf{V}}^{(k)}$ de l'erreur $\delta\mathbf{V}^{(k)}$, puis de corriger la solution $\mathbf{V}^{(k)}$ par : $\mathbf{V}^{(k+1)} = \mathbf{V}^{(k)} + \delta\tilde{\mathbf{V}}^{(k)}$. On pourrait éventuellement itérer ce processus de correction pour calculer le résidu avec une précision de plus en plus grande. Le processus est relativement rapide car la factorisation Cholesky de \mathbf{Y} est calculée seulement lors de la première itération ou lors du calcul de la valeur initiale $\mathbf{V}^{(0)}$ à partir de l'équation 3.7. Trois méthodes itératives différentes ont été implantées dans FEMLAB^{MD} : la méthode de Good Broyden, la méthode généralisée du résidu minimal (GMRES : Generalised Minimal Residual) et la méthode libre transposée du résidu quasi minimal TFQMR (Transpose Free Quasi-Minimum Residual)(Femlab, 2002).

La rapidité de la convergence des méthodes itératives dépend du nombre de conditionnement $Cond(\mathbf{Y})$ de la matrice \mathbf{Y} , $Cond(\mathbf{Y})$ étant le rapport entre la plus grande et

la plus petite valeur propre de \mathbf{Y} . Idéalement, $Cond(\mathbf{Y})$ doit être proche de l'unité. Pour avoir cette propriété, les algorithmes itératifs utilisés par FEMLAB^{MD} font appel à des techniques de préconditionnement.

Les méthodes itératives sont plus précises que les méthodes directes pour résoudre le problème direct dans le cas $3D$ et le cas $2D$ étendu bien que le fait que chaque itération doive être répétée pour chaque projection. De même, elles sont plus avantageuses lors de simulations des données du tomographe présentant de faibles variations de conductivité en fonction du temps pour l'analyse fonctionnelle des images, et dans les méthodes de reconstruction itératives (section 4.2). En effet, les variations des valeurs de tension seront aussi faibles dans ces cas. Donc, la solution antérieure permet d'initialiser le processus suivant et d'accélérer le processus de calcul en réduisant le nombre d'itérations (Lionheart, 2004).

3.3.1.3 Méthode multigrille

La méthode multigrille permet d'accélérer les algorithmes itératifs précédents. Elle utilise les étapes suivantes :

1. Utilisation de deux maillages hiérarchiques ; un maillage grossier L_G et un maillage plus fin L_F , L_G étant inclus dans L_F . Autrement dit, le maillage L_F est obtenu par raffinement de L_G .

2. Résolution de l'équation linéaire du problème direct $\mathbf{Y}\mathbf{V} = \mathbf{I}$ sur le maillage fin L_F en effectuant quelques itérations de la méthode Gauss-Seidel ou de la méthode Jacobi. Les matrices \mathbf{Y} , \mathbf{V} et \mathbf{I} seront notées respectivement, dans ce qui suit, avec l'indice F ou G selon qu'elles sont définies sur le maillage L_F ou L_G .

3. Calcul du résidu à partir de la solution $\tilde{\mathbf{V}}_F$ obtenue :

$$\mathbf{Y}_F(C)\delta\mathbf{V}_F = \mathbf{I}_F - \mathbf{Y}_F(C)\tilde{\mathbf{V}}_F = \delta\mathbf{I}_F \quad (3.15)$$

où $\delta\mathbf{V}_F$ est l'erreur sur la solution et $\delta\mathbf{I}_F$ est le résidu.

4. Au lieu de résoudre le système d'équations 3.15 sur le maillage fin comme dans le cas des méthodes itératives, on projette et on résoud ce système sur le maillage grossier L_G pour plus de précision et de rapidité :

$$\mathbf{Q}\mathbf{Y}_F(C)\mathbf{P}\delta\mathbf{V}_G = \mathbf{Q}\delta\mathbf{I}_F \Leftrightarrow \mathbf{Y}_G(C)\delta\mathbf{V}_G = \delta\mathbf{I}_G \quad (3.16)$$

où \mathbf{Q} et \mathbf{P} sont respectivement les opérateurs de restriction (projection) et l'opérateur de prolongement.

5. Prolongement de la solution $\delta\mathbf{V}_G$ sur le maillage fin et correction de la solution obtenue précédemment $\tilde{\mathbf{V}}_F^{\text{nouveau}} = \tilde{\mathbf{V}}_F + \delta\mathbf{V}_F$

6. Si le nouveau résidu $\mathbf{I}_F - \mathbf{Y}_F(C)\tilde{\mathbf{V}}_F^{\text{nouveau}}$ est trop grand, on recommence le

cycle à partir de l'étape 4.

Si le maillage L_G est trop petit pour obtenir une solution exacte du système d'équations 3.16, alors on peut de nouveau utiliser la méthode à deux maillages décrite ci-dessus en faisant appel à un autre maillage encore plus grossier. La méthode multigrille est donc l'application récursive de la méthode des deux maillages. L'opérateur de prolongement \mathbf{P} le plus utilisé et qui est aussi utilisé par FEMLAB^{MD} est basé sur les algorithmes d'interpolation linéaire (Femlab, 2002). Pour l'opérateur de restriction \mathbf{Q} d'un maillage fin vers un maillage grossier, le choix le plus simple est $\mathbf{Q} = \mathbf{P}^t$.

3.3.2 Définition du maillage

La résolution de l'équation de Poisson (3.1) par la méthode des éléments finis est d'autant plus exacte que le nombre de points de calcul est élevé. Autrement dit, plus le maillage du domaine de résolution Ω est fin et/ou l'ordre des fonctions d'interpolation est élevé, plus la solution converge vers la solution exacte (Fortin et Garon, 2000).

Par ailleurs, la construction de la matrice de sensibilité nécessite le calcul des potentiels intérieurs au volume conducteur estimés par le problème direct. Par conséquent, l'exactitude de ces calculs de potentiels influe sur la précision de la matrice de sensibilité et ultimement sur les performances du problème inverse. Cependant, la taille du maillage est limitée par les contraintes imposées par le problème inverse, notamment

le temps de calcul, si on veut effectuer la reconstruction en temps réel. Une technique qu'on a adoptée et qui permet de minimiser les erreurs sur le calcul des coefficients de la matrice de sensibilité est l'utilisation de deux maillages : un maillage grossier qui sera utilisée pour la construction de la matrice de sensibilité et un autre plus fin obtenu par raffinement du premier. Ce raffinement peut être généré par la fonction "meshrefine" de FEMLAB^{MD} ou de MATLAB^{MD}. Les tensions qui correspondent au premier maillage sont par la suite extraites de la solution calculée sur le maillage plus fin en utilisant la fonction "postinterp" de MATLAB^{MD}. Dans notre démarche, on a utilisé la méthode de résolution multigrille (fonction "multigrid"), qui est bien adaptée à cette méthode puisqu'elle génère automatiquement un maillage plus fin à partir d'un maillage grossier.

D'autres stratégies, comme l'utilisation d'un maillage adaptatif, ont été étudiées pour améliorer la précision des calculs des potentiels intérieurs au volume conducteur (Molinari *et al.*, 2001; Vauhkonen, 1999). La méthode du maillage adaptatif consiste à augmenter la densité des mailles aux endroits où la densité du courant est grande, c'est-à-dire près des électrodes d'excitation. Cette technique permet d'obtenir un résultat plus précis que le maillage uniforme avec le même le nombre de degrés de liberté. L'inconvénient de la méthode du maillage adaptatif est la nécessité de factoriser la matrice $\mathbf{Y}(C)$ pour chaque projection, car le maillage est différent d'une projection à l'autre. Par conséquent, la résolution du système d'équations 3.7 est très longue comparativement à celle obtenue avec les autres techniques.

En ce qui concerne la résolution du problème direct dans le but de simuler les données d'un tomographe, le temps de calcul n'est généralement pas une contrainte majeure. Ainsi, on a utilisé un maillage relativement fin et la méthode de résolution itérative pour plus d'exactitude de la solution. Il est conseillé de séparer le problème direct utilisé pour la résolution du problème inverse de celui qui simule les données de TIE (Lionheart, 2004). En imagerie différentielle, les erreurs sur les potentiels simulés seront compensées par la différence entre les deux trames, à condition d'utiliser le même maillage et les mêmes fonctions d'interpolation pour calculer les potentiels des deux trames.

3.4 Discussion

Comme mentionné à la section 3.3, la précision de calcul des potentiels à l'intérieur du volume conducteur par MEF dépend du nombre d'éléments du maillage, de l'ordre des fonctions d'interpolation et de la méthode de résolution du système d'équations linéaires. Puisque la taille du maillage est limitée par les contraintes imposées par le problème inverse, on a utilisé deux maillages et la méthode multigrille pour calculer avec plus de précision les potentiels à l'intérieur du volume conducteur et améliorer la précision de calcul des coefficients de la matrice de sensibilité. Cependant, certains auteurs utilisent un maillage adaptatif et d'autres préfèrent utiliser des fonctions d'interpolation d'ordre supérieur.

En TIE, la taille des mailles optimale pour la résolution du problème direct et l'influence de la précision de calcul des éléments de la matrice de sensibilité sur les performances ne sont pas encore bien connues. Ce sont des problèmes importants à explorer, particulièrement dans le cadre du développement de la TIE 3D.

CHAPITRE 4

RECONSTRUCTION DES IMAGES

Deux approches ont été développées pour la reconstruction d'images en TIE. La première se base sur des algorithmes itératifs pour produire des images statiques. La deuxième approche linéarise le problème de reconstruction pour générer des images différentielles. Dans ce chapitre, on décrira deux algorithmes de reconstruction. Il sera question d'abord de l'algorithme itératif de Newton-Raphson modifié, qui est le plus utilisé pour la reconstruction d'images statiques. On présentera ensuite la méthode (MAP) développée par Adler et Guardo (1996) pour générer des images différentielles. Cette description sera plus détaillée car c'est la méthode utilisée dans notre travail.

4.1 Définition du problème de reconstruction

Le problème de reconstruction, appelé aussi *problème inverse*, permet de calculer la distribution de conductivité à l'intérieur du milieu étudié, à partir des différences de potentiel mesurées par des électrodes placées à sa frontière. Son principe consiste à supposer que la conductivité est constante sur chaque élément du modèle MEF, puis

à estimer le vecteur de conductivité qui minimise l'erreur des moindres carrées entre les différences de potentiel mesurées (trame) et celles calculées par le modèle :

$$\hat{\mathbf{C}} = \arg \min_C \|\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C) - \mathbf{v}_{\text{mes}}\|^2 \quad (4.1)$$

où $\hat{\mathbf{C}}$ est le vecteur de conductivité reconstruite de longueur R , R étant le nombre d'éléments du maillage, \mathbf{v}_{mes} est la trame mesurée par le système de TIE, c'est-à-dire le vecteur des différences de potentiels mesurées par les électrodes selon la stratégie de mesure et d'excitation sélectionnée, et $\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C)$ est la trame calculée par résolution du problème direct.

4.2 Imagerie statique

L'algorithme le plus utilisé pour la reconstruction d'images statiques est l'algorithme itératif de Newton-Raphson modifié, proposé par Yorkey *et al.* (1987). Il modélise par éléments finis le milieu à étudier et ajuste itérativement la conductivité du modèle selon l'équation 4.2 pour minimiser l'erreur quadratique, telle que définie par l'équation 4.1. Le modèle démarre avec une conductivité homogène \mathbf{C}^0 .

$$\begin{aligned} \mathbf{C}^{(k+1)} &= \mathbf{C}^{(k)} + \delta\mathbf{C}^k \\ \delta\mathbf{C}^k &= -[\mathbf{J}(C^k)^T \mathbf{J}(C^k)]^{-1} \mathbf{J}(C^k)^T [\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C^k) - \mathbf{v}_{\text{mes}}] \end{aligned} \quad (4.2)$$

où \mathbf{C}^k est le vecteur de conductivité estimée à la k^e itération, $\mathbf{J}(C^k) = \frac{\partial \mathbf{F}_{\text{TIE}}(C)}{\partial \mathbf{C}} \Big|_{C=C^k}$ est le jacobien de $\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C^k)$, appelé aussi *matrice de sensibilité*.

La matrice $[\mathbf{J}(C^k)^T \mathbf{J}(C^k)]$ est mal conditionnée et introduit une grande sensibilité aux erreurs dans les mesures. Pour améliorer la reconstruction, on introduit un terme de régularisation de Thikonov généralisé au niveau de l'équation 4.2 (Adler *et al.*, 1993; Hua *et al.*, 1988; Yorkey *et al.*, 1987) :

$$\hat{\mathbf{C}} = \arg \min_C (\| \mathbf{F}_{\text{TIE}}(C) - \mathbf{v}_{\text{mes}} \|^2 + \mu \| \mathbf{\Gamma}(C) \|^2) \quad (4.3)$$

où $\mathbf{\Gamma}$ est la matrice de régularisation qui représente l'information *a priori* sur la conductivité et μ est le paramètre de régularisation.

On obtient alors l'algorithme de Newton-Raphson régularisé :

$$\begin{aligned} \mathbf{C}^{(k+1)} &= \mathbf{C}^{(k)} + \delta \mathbf{C}^k \\ \delta \mathbf{C}^k &= -[\mathbf{J}(C^k)^T \mathbf{J}(C^k) + \mathbf{\Gamma}^T \mathbf{\Gamma}]^{-1} [\mathbf{J}(C^k)^T (\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C^k) - \mathbf{v}_{\text{mes}}) + \mu \mathbf{\Gamma}^T \mathbf{\Gamma}(C)] \end{aligned} \quad (4.4)$$

L'algorithme de Newton-Raphson converge rapidement, mais son temps d'exécution est trop grand pour être utilisé dans des systèmes de TIE temps-réel. Cheney *et al.* (1990) ont présenté une version plus rapide de cet algorithme, appelé *NOSE* (Newton One-Step Error Reconstruction). Il consiste à calculer et à stocker d'abord la ma-

trice jacobienne, puis à appliquer l'équation 4.4 une seule fois. L'algorithme NOSER fonctionne bien avec des données simulées ou obtenues d'un fantôme *in vitro*, mais les images d'un thorax *in vivo* sont très distordues (Edic *et al.*, 1995; McLeod *et al.*, 1996).

4.3 Imagerie différentielle

4.3.1 Linéarisation du problème direct

La reconstruction d'images différentielles se base sur la linéarisation du problème direct. En effet, si les variations de conductivité du milieu à étudier sont faibles par rapport à la conductivité moyenne \mathbf{C}_h du milieu, c'est à dire $|\mathbf{C} - \mathbf{C}_h| \ll \mathbf{C}_h$, alors le problème direct $\mathbf{v} = \mathbf{F}_{\text{TIE}}(\mathbf{C})$ peut être linéarisé sous la forme :

$$\mathbf{F}_{\text{TIE}}(\mathbf{C}) = \mathbf{F}_{\text{TIE}}(\mathbf{C}_h) + \mathbf{H}(\mathbf{C} - \mathbf{C}_h) \quad (4.5)$$

où \mathbf{H} est une matrice constante de dimension $M \times R$, appelée *matrice de sensibilité*, M et R étant respectivement la longueur de la trame \mathbf{v} et le nombre d'éléments du maillage. \mathbf{H}_{ij} est le coefficient de sensibilité qui correspond à la i^{e} combinaison paire d'application/paire de mesure et le j^{e} élément du maillage. On aura donc :

$$\mathbf{Z} = \mathbf{H}\Delta\mathbf{C} + \mathbf{b} \quad (4.6)$$

où $\mathbf{Z} = \mathbf{v}_t - \mathbf{v}_{ref}$, \mathbf{v}_{ref} est le vecteur des différences des potentiels mesurées par les électrodes à l'instant t_{ref} d'acquisition de la trame de référence, \mathbf{v}_t est la trame mesurée à l'instant t , $\Delta\mathbf{C}$ est le vecteur de la variation de conductivité du milieu entre les instants t et t_{ref} et \mathbf{b} est un vecteur de bruit.

Pour linéariser le problème direct, on ignore les termes non linéaires du développement en série de Taylor de la fonction $\mathbf{F}_{TIE}(C)$ autour de la conductivité homogène moyenne \mathbf{C}_h :

$$\mathbf{v}(C) = \mathbf{F}_{TIE}(C_h) + \left. \frac{\partial \mathbf{F}_{TIE}(C)}{\partial \mathbf{C}} \right|_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h} (\mathbf{C} - \mathbf{C}_h) \quad (4.7)$$

La matrice de sensibilité \mathbf{H} est donc le jacobien $\mathbf{J} = \left. \frac{\partial \mathbf{F}_{TIE}(C)}{\partial \mathbf{C}} \right|_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h}$.

D'autres techniques ont été utilisées pour la reconstruction d'images différentielles, notamment la méthode de rétroprojection (Barber et Brown, 1985) et la méthode des sensibilités (Barber et Brown, 1990). Ces méthodes se basent sur une approximation plus grossière de la matrice \mathbf{H} (Borsic, 2002). La revue de littérature de Morucci et Marsili (1996) décrit ces méthodes en détail.

Afin d'améliorer la robustesse de la reconstruction d'images différentielles aux erreurs géométriques et systématiques, Adler et Guardo (1996) ainsi que Barber et Brown (1988) ont modifié le problème direct pour le normaliser par rapport à la tension de référence $\mathbf{V}(C_h)$:

$$\mathbf{Z}_n = \mathbf{H}_n \Delta\mathbf{C} + \mathbf{b} \quad (4.8)$$

où $\mathbf{Z}_n = \Delta \mathbf{v} / \mathbf{v}_{\text{ref}}$ la variation de la tension normalisée par rapport à \mathbf{v}_{ref} et \mathbf{H}_n est la matrice de sensibilité normalisée.

4.3.2 Calcul de la matrice de sensibilité

Dans notre projet, on a calculé la matrice de sensibilité normalisée \mathbf{H}_n en calculant le jacobien de \mathbf{Z}_n par rapport à la conductivité \mathbf{C} . Cette section décrit la méthode de calcul de \mathbf{H}_n .

On a posé :

$$\mathbf{Z}_n = \Delta \mathbf{v} / \mathbf{v}(C_h) = \frac{\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C_h + \Delta C) - \mathbf{F}_{\text{TIE}}(C_h)}{\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C_h)} \quad (4.9)$$

Le jacobien de \mathbf{Z}_n par rapport au vecteur de conductivité \mathbf{C} au point \mathbf{C}_h est donc donné par :

$$\mathbf{H}_n(i, j) = \frac{1}{\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C_h)_i} \left[\frac{\partial (\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C)_i)}{\partial C_j} \right]_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h} \quad (4.10)$$

Comme $\mathbf{F}_{\text{TIE}}(C) = \mathbf{TV}(C) = \mathbf{TY}^{-1}(C)\mathbf{I}$, on aura :

$$\mathbf{H}_n(i, j) = \frac{1}{[\mathbf{TY}^{-1}(C)\mathbf{I}]_i} \left\{ \left[\mathbf{T} \frac{\partial \mathbf{Y}^{-1}(C)}{\partial C_j} \mathbf{I} \right]_i \right\}_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h} \quad (4.11)$$

On peut démontrer (Webster, 1990) que :

$$\frac{\partial \mathbf{Y}^{-1}(C)}{\partial \mathbf{C}_j} = -\mathbf{Y}^{-1}(C) \frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial \mathbf{C}_j} \mathbf{Y}^{-1}(C) \quad (4.12)$$

Cette relation peut être démontrée en calculant la dérivée de l'équation $\mathbf{Y}\mathbf{Y}^{-1} = \mathbf{Id}$.

\mathbf{Id} est la matrice identité.

Donc :

$$\mathbf{H}_n(i, j) = - \frac{1}{[\mathbf{T}\mathbf{Y}^{-1}(C)\mathbf{I}]_i} \{[\mathbf{T}\mathbf{Y}^{-1}(C) \frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial \mathbf{C}_j} \mathbf{Y}^{-1}(C)\mathbf{I}]_i\}_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h} \quad (4.13)$$

Pour éviter de calculer $\mathbf{Y}^{-1}(C)$ et profiter de la précision des algorithmes itératifs et multigrille implantés dans FEMLAB^{MD}, on a modifié l'équation 4.13 pour la réécrire sous la forme :

$$\mathbf{H}_n(i, j) = - \frac{1}{[\mathbf{T}\mathbf{V}(C)]_i} \{[(\mathbf{Y}^{-1}(C))^T \mathbf{T}^T]^T \frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial \mathbf{C}_j} \mathbf{Y}^{-1}(C)\mathbf{I}]_i\}_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h} \quad (4.14)$$

Soit (d, e) , le couple formé de la combinaison paire d'excitation/paire de mesure associée à la mesure $\mathbf{F}_{\mathbf{TIE}}(C)_i$ (équation 3.10) : d est la paire d'excitation (projection d) et e est la paire d'électrodes de mesure. Puisque $\mathbf{Y}^{-1}(C)$ est symétrique, on a :

$$\mathbf{H}_n(i, j) = - \frac{1}{[\mathbf{T}\mathbf{V}(C)]_i} \{(\mathbf{Y}^{-1}(C)(\mathbf{T}_e)^T)^T \frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial \mathbf{C}_j} \mathbf{Y}^{-1}(C)\mathbf{I}^{(d)}\}_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_h} \quad (4.15)$$

où $\mathbf{I}^{(d)}$ est le vecteur colonne qui correspond à la projection d et $\mathbf{T}_{(e)}$ est le vecteur ligne de la matrice \mathbf{T} qui correspond à la e^e paire d'électrodes de mesure. Les éléments du vecteur \mathbf{T}_e sont nuls sauf les deux éléments associés à la e^e paire de mesure qui ont pour valeur $\mathbf{1}$ et $-\mathbf{1}$ (section 3.2). On remarque que le vecteur $\mathbf{Y}^{-1}(C)\mathbf{I}^{(d)}$ est tout simplement la solution du problème direct qui correspond à la projection d et que le vecteur $\mathbf{Y}^{-1}(\mathbf{T}_e)^T$ est équivalent à la solution du problème direct associée à l'application d'un courant unitaire par la paire e . Si on note respectivement ces deux vecteurs $\mathbf{V}_p^{(d)}$ et $\mathbf{V}_m^{(e)}$, l'équation 4.15 s'écrira :

$$\mathbf{H}_n(i, j) = - \frac{1}{[\mathbf{V}_p^{(d)}]_i} \{(\mathbf{V}_m^{(e)})^T \frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial C_j} \mathbf{V}_p^{(d)}\}_{C=C_h} \quad (4.16)$$

Pour calculer $\mathbf{H}_n(i, j)$ il faut aussi déterminer le terme $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial C_j}$. Puisque, la conductivité est supposée constante sur chaque élément K du maillage et que \mathbf{Y} est formé de la combinaison des matrices de conductivité élémentaire de tous les éléments de maillage, on peut déduire, à partir de l'équation 3.5, que :

1. si les noeuds m et n sont des noeuds de calcul de l'élément j alors :

$$\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C_j} = \oint_{\Omega_K} \left(\frac{\delta \phi_m}{\delta x} \frac{\delta \phi_n}{\delta x} + \frac{\delta \phi_m}{\delta y} \frac{\delta \phi_n}{\delta y} + \frac{\delta \phi_m}{\delta Z_n} \frac{\delta \phi_n}{\delta Z_n} \right) \delta \Omega \quad (4.17)$$

2. sinon

$$\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C_j} = 0 \quad (4.18)$$

Ainsi, $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C_j}$ est égale à la matrice d'admittance \mathbf{Y} qu'on obtient lorsque la conductivité de l'élément j est égale à l'unité et que celle de tous les autres éléments de maillage est nulle (équation 3.4). FEMLAB^{MD} calcule donc l'intégrale 4.17 lors de la résolution du problème direct pour assembler la matrice \mathbf{Y} . Malheureusement, il ne permet l'accès ni à ces calculs intermédiaires, ni aux fonctions d'interpolation utilisées pour le calcul. Donc, il est impossible de reconstruire $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C_j}$ directement à partir de l'équation 4.17 calculée lors de l'assemblage de \mathbf{Y} . Pour contourner ce problème, on attribue la valeur 1 à la conductivité de l'élément j et 0 à celle des autres éléments, puis on résout le problème direct. Le problème n'a pas de solution parce que la matrice \mathbf{Y} est singulière, mais cette dernière, qui est égale à $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C_j}$, est assemblée. L'inconvénient de cette méthode est que le temps de calcul est très long, surtout pour un maillage fin. En effet, elle nécessite la résolution du problème direct R fois pour calculer la dérivée de \mathbf{Y} par rapport à la conductivité de chaque élément du maillage (R étant le nombre d'éléments). Cependant, pour un maillage défini, le calcul de $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C}$ est effectué une seule fois. La matrice est alors sauvegardée pour servir à la reconstruction de \mathbf{H}_n pour différentes configurations d'électrodes.

La matrice $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)_{m,n}}{\partial C}$ est nulle, sauf aux noeuds de calcul qui appartiennent à l'élément j .

Donc, elle peut être stockée sous la forme d'une matrice de dimension $R \times n_C \times n_C$ au lieu d'une matrice de dimension $R \times L \times L$, n_c étant le nombre des noeuds de calcul par élément de maillage et N le nombre total de noeuds de calcul.

4.3.2.1 Méthode adoptée pour le calcul de la matrice de sensibilité

1. On définit le modèle géométrique (cercle, thorax);
2. On génère un maillage approprié pour la reconstruction;
3. On calcule la dérivée $\frac{\partial \mathbf{Y}(C)}{\partial C}$ sur ce maillage et on sauvegarde sous forme d'une matrice de dimension $R \times n_c \times n_c$;
4. On génère un maillage plus fin à partir du premier en utilisant la fonction "meshrefine";
5. On applique le courant I par la paire d'électrodes qui correspond à la première projection ($p=1$) et on résout le problème direct sur le maillage fin par la méthode multigrille. Puis, on extrait la solution V_p qui correspond au premier maillage. V_p est une matrice de dimension L (L est le nombre de points d'interpolation sur le premier maillage);
6. Pour chaque paire d'électrodes de mesure m de la première projection, on applique un courant unitaire I par cette paire et on résout le problème direct sur le maillage fin par la méthode multigrille. Puis, on extrait la solution V_m qui

correspond au premier maillage. V_m est une matrice de dimension L ;

7. On calcule $\mathbf{H}_n(i, j)$ à partir de l'équation 4.16; l'indice i désigne la mesure correspondant à la combinaison paire d'excitation/paire de mesure (p, m) et j à l'élément du maillage;
8. On recommence le cycle à partir de l'étape 5 pour toutes les projections, selon la stratégie d'excitation.

4.3.3 Estimation de la conductivité

Après avoir linéarisé le problème direct, l'estimation au sens des moindres carrés du vecteur conductivité $\Delta\mathbf{C}$ à partir de l'équation 4.8 est donnée par :

$$\hat{\Delta\mathbf{C}} = \arg \min_{\Delta\mathbf{C}} \|\mathbf{Z}_n - \mathbf{H}_n \Delta\mathbf{C}\|^2 \quad (4.19)$$

En annulant la dérivée de $\|\mathbf{Z}_n - \mathbf{H}_n \Delta\mathbf{C}\|^2$ par rapport à $\Delta\mathbf{C}$, on obtient :

$$\hat{\Delta\mathbf{C}} = \mathbf{H}_n^\dagger \mathbf{Z}_n = (\mathbf{H}_n^T \mathbf{H}_n)^{-1} \mathbf{H}_n^T \mathbf{Z}_n \quad (4.20)$$

où \mathbf{H}_n^\dagger est la matrice inverse de \mathbf{H}_n au sens des moindres carrés.

En décomposant la matrice \mathbf{H}_n en valeurs singulières (DVS), on aura :

$$\mathbf{H}_n = \mathbf{U}\mathbf{\Sigma}\mathbf{W}^T \quad (4.21)$$

où \mathbf{U} est une matrice orthogonale de dimensions $M \times M$ dont les colonnes sont les vecteurs propres de $\mathbf{H}_n^T \mathbf{H}_n$, \mathbf{W} est une matrice orthogonale de dimensions $R \times R$ dont les colonnes sont les vecteurs propres de $\mathbf{H}_n \mathbf{H}_n^T$ et $\mathbf{\Sigma}$ est une matrice diagonale de dimension $M \times R$; $\mathbf{\Sigma} = \text{diag}(\lambda_1, \dots, \lambda_R)$ avec $\lambda_1 \geq \dots > \lambda_R \geq 0$. Les valeurs $\lambda_i |_{0 \leq i \leq r}$ non nulles sont appelées les valeurs singulières de \mathbf{H}_n et elles sont les racines carrées positives des valeurs propres de $\mathbf{H}_n \mathbf{H}_n^T$.

La combinaison des équations 4.8 et 4.21, permet d'écrire :

$$\mathbf{Z}_n = \mathbf{H}_n \Delta \mathbf{C} = \sum_{i=1}^{i=R} \mathbf{U}_i \lambda_i (\mathbf{W}_i^T \Delta \mathbf{C}) + \mathbf{b} \quad (4.22)$$

Le nombre de conditionnement de la matrice \mathbf{H}_n , défini par le rapport entre sa plus grande et sa plus petite valeur non singulière, est très grand. Elle est donc mal conditionnée. Cela est dû au fait que les mesures sont beaucoup plus sensibles à la variation de conductivité des régions périphériques près des électrodes d'application de courant qu'à celle des régions centrales. De plus, \mathbf{H}_n est singulière car le nombre d'éléments R de conductivité indépendantes du maillage généré est plus grand que le nombre de mesures indépendantes (104 mesures pour $N = 16$). Par conséquent, les

valeurs singulières décroissent rapidement vers zéro. Tang *et al.* (2002) ont montré que plus R augmente, plus les contours des structures fines près de la frontière sont clairs et plus la qualité de l'image s'améliore à la périphérie, mais aussi que la matrice \mathbf{H}_n devient mal conditionnée. Ce qui se traduit par une forte atténuation de la variation de conductivité des zones qui correspondent aux vecteurs singuliers W_i d'ordre supérieur (équation 4.22), le signal \mathbf{Z}_n engendré par ces variations est trop faible et non observable en présence du bruit \mathbf{b} .

En inversant l'équation 4.22, on obtient la conductivité estimée au sens des moindres carrées :

$$\Delta \hat{\mathbf{C}} = \sum_{i=1}^{i=q} \frac{(\mathbf{U}_i^t \mathbf{Z}_n)}{\lambda_i} \mathbf{W}_i \quad (4.23)$$

où q est le rang de la matrice \mathbf{H}_n

On remarque à partir de l'équation 4.23 que les composantes du signal \mathbf{Z}_n dominées par le bruit sont trop amplifiées par les grandes valeurs de $\frac{1}{\lambda_i}$. Les erreurs numériques introduites sur les valeurs λ_i d'ordre supérieur lors du calcul de l'inverse de $\mathbf{H}_n^T \mathbf{H}_n^{-1}$ seront aussi amplifiées. Par conséquent, la méthode de reconstruction par moindres carrés est instable. Le problème est dit mal posé et nécessite une régularisation pour atténuer la contribution des vecteurs singuliers d'ordre supérieur dans la reconstruction de l'image.

Pour régulariser le problème inverse, on a utilisé l'estimateur MAP (*maximum a*

posteriori) qui est une approche statistique de régularisation (Adler et Guardo, 1996). MAP est l'estimateur implanté dans le système TIE-4. Son principal avantage est de permettre une interprétation statistique des paramètres de régularisation, ce qui facilite le choix de ces paramètres. Par ailleurs, d'autres techniques de régularisation ont été utilisées pour la reconstruction d'images différentielles de TIE, telles que la régularisation de Tikhonov généralisée (Vauhkonen *et al.*, 1998), qui est équivalente dans sa formulation au MAP, mais qui se base sur une approche déterministe, et la méthode par décomposition en valeurs singulières tronquées DVST (Avis et Barber, 1995; Metherall, 1998), utilisée surtout par le groupe de Sheffield.

4.3.3.1 Estimateur MAP

Considérant la conductivité $\Delta\mathbf{C}$ comme une variable aléatoire qui suit une distribution gaussienne de valeur moyenne nulle et de matrice de covariance $\sigma_C^2 \mathbf{R}_C$, où \mathbf{R}_C est la matrice de covariance normalisée et σ_C^2 la variance, on peut écrire :

$$f(\Delta C) = \frac{1}{(2\pi\sigma_C^2)^{r/2} |\mathbf{R}_C|^{1/2}} \exp\left(-\frac{(\Delta\mathbf{C})^T \mathbf{R}_C^{-1} (\Delta\mathbf{C})}{2\sigma_C^2}\right) \quad (4.24)$$

où $f(\Delta C)$ est la densité de probabilité de $\Delta\mathbf{C}$.

On peut supposer aussi que le bruit \mathbf{b} qui entache les mesures \mathbf{Z}_n est un bruit blanc gaussien dont la valeur moyenne est nulle et la covariance est exprimée par $\sigma_b^2 \mathbf{R}_b$.

Ainsi, on déduit à partir de l'équation 4.8 que la densité de probabilité conditionnelle de \mathbf{Z}_n , lorsque $\Delta\mathbf{C}$ est supposée connue, est égale à la densité de probabilité du bruit \mathbf{b} décalée de la valeur $\mathbf{H}_n\Delta\mathbf{C}$:

$$f(\mathbf{Z}_n|\Delta\mathbf{C}) = f\left(\frac{1}{(2\pi\sigma_b^2)^{M/2} |\mathbf{R}_b|^{1/2}} \exp\left(-\frac{(\mathbf{Z}_n - \mathbf{H}_n\Delta\mathbf{C})^T \mathbf{R}_b^{-1} (\mathbf{Z}_n - \mathbf{H}_n\Delta\mathbf{C})}{2\sigma_b^2}\right)\right) \quad (4.25)$$

L'estimateur MAP estime la conductivité $\widehat{\Delta\mathbf{C}}$ la plus probable, c'est-à-dire celle qui maximise la densité de probabilité *a posteriori* $f(\Delta\mathbf{C}|Z_n)$:

$$\widehat{\Delta\mathbf{C}} = \arg \max_{\Delta\mathbf{C}} f(\Delta\mathbf{C}|Z_n) \quad (4.26)$$

La règle de Bayes permet d'écrire :

$$f(\Delta\mathbf{C}|Z_n) = \frac{f(\mathbf{Z}_n|\Delta\mathbf{C})f(\Delta\mathbf{C})}{f(\mathbf{Z}_n)} \quad (4.27)$$

Donc :

$$\widehat{\Delta\mathbf{C}} = \arg \max_{\Delta\mathbf{C}} \left[\frac{f(\mathbf{Z}_n|\Delta\mathbf{C})f(\Delta\mathbf{C})}{f(\mathbf{Z}_n)} \right] = \arg \max_{\Delta\mathbf{C}} [f(\mathbf{Z}_n|\Delta\mathbf{C})f(\Delta\mathbf{C})] \quad (4.28)$$

Pour maximiser la fonction $[f(\mathbf{Z}_n|\Delta\mathbf{C})f(\Delta\mathbf{C})]$, on minimise l'opposé de l'argument

de l'exponentielle calculée à partir des équations 4.24 et 4.25, on obtient ainsi :

$$\widehat{\Delta \mathbf{C}} = \arg \min_{\Delta \mathbf{C}} \left[\frac{(\mathbf{Z}_n - \mathbf{H}_n \Delta \mathbf{C})^T \mathbf{R}_b^{-1} (\mathbf{Z}_n - \mathbf{H}_n \Delta \mathbf{C})}{2\sigma_b^2} + \frac{\Delta \mathbf{C}^T \mathbf{R}_c^{-1} \Delta \mathbf{C}}{2\sigma_c^2} \right] \quad (4.29)$$

La fonction entre crochets de l'équation 4.29 est une forme quadratique. Pour trouver l'argument de son minimum, il suffit d'annuler son gradient. On obtient alors la valeur estimée $\widehat{\Delta \mathbf{C}}$ du changement de conductivité $\Delta \mathbf{C}$:

$$\widehat{\Delta \mathbf{C}} = [\mathbf{H}_n^T \mathbf{R}_b^{-1} \mathbf{H}_n + \frac{\sigma_b^2}{\sigma_c^2} \mathbf{R}_c^{-1}] [\mathbf{H}_n^T \mathbf{R}_b^{-1} \mathbf{Z}_n] \quad (4.30)$$

Les canaux de mesure du signal Z_n sont, en principe, identiques, sauf dans le cas d'un défaut électronique. Donc, on peut considérer que $\mathbf{R}_b = \mathbf{Id}$. L'estimateur MAP (équation 4.30) devient alors :

$$\widehat{\Delta \mathbf{C}} = [\mathbf{H}_n^T \mathbf{H}_n + \frac{\sigma_b^2}{\sigma_c^2} \mathbf{R}_c^{-1}] \mathbf{H}_n^T \mathbf{Z}_n \quad (4.31)$$

Une fois qu'on a déterminé la matrice de régularisation \mathbf{R}_c^{-1} et le paramètre de régularisation $\mu = \frac{\sigma_b^2}{\sigma_c^2}$, la reconstruction d'images différentielles par l'estimateur MAP se résume à une simple multiplication matricielle :

$$\widehat{\Delta \mathbf{C}} = \mathbf{B}(\mu) \mathbf{Z}_n \quad (4.32)$$

$$\mathbf{B}(\mu) = [\mathbf{H}_n^T \mathbf{H}_n + \mu \mathbf{R}_c^{-1}] \mathbf{H}_n^T \quad (4.33)$$

(4.34)

4.3.3.2 Matrice de régularisation

La matrice de covariance \mathbf{R}_c nous informe implicitement sur les propriétés statistiques *a priori* de l'image. En effet, les éléments de la diagonale $[\mathbf{R}_c]_{ii}$ traduisent la variance de l'amplitude de chaque élément de l'image et les éléments non diagonaux représentent la corrélation r entre ces éléments : $[\mathbf{R}_c]_{ij} = r\sqrt{[\mathbf{R}_c]_{ii}[\mathbf{R}_c]_{jj}}$. En TIE, la résolution de l'image reconstruite est très faible à cause du nombre limité de mesures indépendantes. Par conséquent, les éléments du même voisinage sont très corrélés. Pour tenir compte de cette propriété, Adler et Guardo (1996) ont proposé d'interpréter la matrice \mathbf{R}_c comme un filtre passe-bas isotrope dont la fréquence de coupure f_0 correspond à la résolution spatiale théorique du système de TIE. Dans le cas d'un système de 16 électrodes, cette résolution est d'environ 10 % du diamètre du milieu. Notant que l'inversion du filtre est numériquement instable (Adler et Guardo, 1996; Borsic *et al.*, 2002), la matrice \mathbf{R}_c^{-1} a été reconstruite directement à partir d'un filtre gaussien passe-haut :

$$F(u, v) = 1 - e^{-2\pi f_0(u^2+v^2)} \quad (4.35)$$

où f_0 est la fréquence de coupure du filtre qui correspond à la résolution spatiale

choisie, u et v sont les fréquences dans le domaine de Fourier.

L'utilisation d'un filtre passe-bas isotrope pour régulariser le problème de reconstruction permet le lissage de la solution en éliminant les hautes fréquences. Cependant, puisque les régions à explorer présentent des discontinuités de conductivité à la frontière des organes, ce filtre n'est pas adéquat pour définir avec précision les frontières des organes. Ainsi, Borsic *et al.* (2002) ont introduit un filtre anisotrope pour diminuer les contraintes de lissage sur la direction normale aux discontinuités. Les résultats obtenus par ces auteurs montrent que le filtre anisotrope améliore la détection des frontières des organes, mais le résultat de la reconstruction risque d'être biaisé si l'information *a priori* sur les frontières n'est pas correcte.

4.3.3.3 Paramètre de régularisation

L'optimisation du paramètre de régularisation $\mu = \frac{\sigma_b^2}{\sigma_c^2}$ est essentielle. Ce paramètre doit permettre un bon compromis entre la fidélité de la variation de conductivité estimée à partir des mesures \mathbf{Z}_n et la contrainte imposée par la matrice \mathbf{R}_C^{-1} . Le problème de régularisation est un problème classique dans le domaine de la restauration d'images. Donc, plusieurs techniques ont été élaborées pour le calcul du paramètre μ optimal, notamment : la méthode des contraintes des moindres carrées (CLS : constrained least squares), l'erreur des quadratiques moyennes prédites (PMSE : predicted mean square error), la méthode de la validation croisée généralisée

(GCV : generalized cross-validation) et la méthode du maximum de vraisemblance (MV) (Galatsanos et Katsaggelos, 1992; Reeves et Mersereau, 1992). Pour ce travail, on a adopté la méthode développée par Adler et Guardo (1996) et implantée dans le système TIE-4. Elle se base sur un modèle de communication pour contrôler l'amplification du bruit au niveau de l'estimée $\widehat{\Delta\mathbf{C}}$. En effet, le rapport signal sur bruit (RSB) à l'entrée du modèle est donnée par :

$$RSB_{in} = \frac{E[\mathbf{Z}_n]}{\sqrt{Var[\mathbf{Z}_n]}} = \frac{\frac{1}{M} \sum_{i=0}^M \mathbf{Z}_{ni}}{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (\mathbf{Z}_{ni} - E[\mathbf{Z}_n])^2}} \quad (4.36)$$

soit donc :

$$RSB_{in} = \frac{\mathbf{1}^T \mathbf{Z}_n}{M \sigma_b} \quad (4.37)$$

avec M le nombre de mesures et $\mathbf{1}$ un vecteur colonne de longueur M dont tous les éléments ont une valeur unitaire. Le rapport signal sur bruit à la sortie est donné par :

$$RSB_{out} = \frac{E(\Delta\mathbf{c})}{\sqrt{Var(\Delta\mathbf{C})}} = \frac{\mathbf{1}^T \mathbf{A}\mathbf{B}(\mu)\mathbf{Z}_n}{\sigma_b \sqrt{R.trace(\mathbf{A}\mathbf{B}(\mu)\mathbf{B}(\mu)^T \mathbf{A}^T)}} \quad (4.38)$$

où R est la longueur de $\widehat{\Delta\mathbf{C}}$ (le nombre d'éléments du maillage) et \mathbf{A} est une matrice diagonale dont la valeur de chaque élément de la diagonale \mathbf{A}_{ii} est égale à l'aire du i^e élément du maillage. Le facteur de bruit FB du système est donnée par le quotient du rapport signal sur bruit à l'entrée (RSB_{in}) sur celui à la sortie (RSB_{out}) :

$$FB = \frac{RSB_{in}}{RSB_{out}} = \frac{(\mathbf{1}^T \mathbf{Z}_n) \sqrt{R.trace(\mathbf{A}\mathbf{B}(\mu)\mathbf{B}(\mu)^T \mathbf{A}^T)}}{\mathbf{1}^T \mathbf{A}\mathbf{B}(\mu)\mathbf{Z}_n M} \quad (4.39)$$

Cette équation permet de déterminer la valeur de μ pour un facteur de bruit donné. Si on prend un facteur de bruit unitaire, alors le rapport signal sur bruit au niveau des mesures est préservé dans les images reconstruites. Si on diminue le facteur de bruit, μ augmente, le rapport signal sur bruit de l'image s'améliore et la résolution spatiale se détériore et vice versa. Le choix du facteur du bruit est donc un compromis entre une meilleure résolution et un niveau de bruit acceptable. Il doit se faire surtout en considérant le niveau de bruit dans la zone d'intérêt de l'image.

Pratiquement, on insère un petit objet circulaire de faible contraste au centre du modèle homogène utilisé pour la construction de \mathbf{H}_n et on trace la courbe du facteur de bruit FB en fonction de μ (équation 4.37). Puis, on détermine par interpolation à partir de cette courbe les valeurs de μ pour différentes valeurs de FB . On calcule et sauvegarde ensuite la matrice B pour les différentes valeurs de FB .

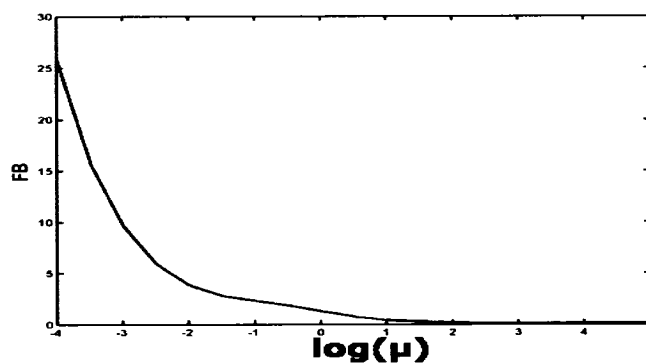


Figure 4.1 Facteur de bruit FB en fonction du paramètre de régularisation $\log(\mu)$ calculé pour la configuration 16SU.

4.4 Conclusion

Le problème de reconstruction d'images est mal posé et plusieurs paramètres influencent la qualité des images reconstruites :

- **Nombre d'électrodes** : il détermine le nombre de mesures indépendantes et donc la résolution des images. L'utilisation d'un nombre plus grand, par exemple 32 électrodes au lieu de 16, améliorera la résolution, mais risque d'entraîner une diminution du rapport signal bruit sur les images et des performances dynamiques du système.
- **Nombre d'éléments de conductivité indépendante** : la qualité des images s'améliore près de la frontière du milieu étudié lorsque ce nombre augmente, mais la matrice de sensibilité devient mal conditionnée et donc la qualité de l'image devient plus sensible aux bruits de mesure.
- **Matrice de régularisation** : la qualité de l'image est fonction de l'information *a priori* utilisée. En effet, une information *a priori* faussée risque de biaiser le résultat de reconstruction, surtout dans les régions éloignées des électrodes d'excitation.
- **Paramètre de régularisation** : le choix de ce paramètre est un compromis entre une meilleure résolution et un niveau de bruit acceptable dans les images.

Ainsi, le choix de ces paramètres doit être fait en fonction du niveau de bruit de mesure et de l'information recherchée dans les images reconstruites. Dans notre laboratoire, le but est de développer une imagerie fonctionnelle qui fournit des paramètres cliniques de la respiration. Donc, la stabilité de la méthode de reconstruction et l'exactitude de l'information sont prioritaires.

CHAPITRE 5

ÉLECTRODES OESOPHAGIENNES

Comme indiqué dans l'introduction de ce mémoire, quelques auteurs ont suggéré que l'utilisation d'électrodes oesophagiennes pourrait améliorer la résolution des images de TIE. Ce chapitre présente les résultats de simulation obtenus pour deux configurations mixtes *surface/oesophagiennes* : 1) la configuration *15SU1OES* : 15 électrodes de surface uniformément espacées autour du thorax et une oesophagienne dans le même plan que les premières et 2) la configuration *12SU4OES* : 12 électrodes uniformément espacées autour du thorax et 4 oesophagiennes uniformément espacés et placées dans le même plan que les premières. L'efficacité de ces configurations mixtes a été évaluée avec des indicateurs de résolution, d'erreur de position et de variation du contraste par comparaison avec la configuration classique *16SU* qui utilise 16 électrodes de surface uniformément espacées autour du thorax. Les performances de cette dernière configuration ont été évaluées à partir de données simulées et de données mesurées avec le système TIE-4 développé par notre laboratoire.

5.1 Configuration 15SU1OES

5.1.1 Obtention de données de TIE simulées

Pour estimer les performances des différentes configurations d'électrodes, des mesures de TIE ont été obtenues en résolvant le problème direct sur un volume conducteur cylindrique de 30 cm de diamètre et 26 cm de hauteur (figure 5.1 a). On a choisi cette géométrie pour faciliter l'interprétation des résultats et aussi parce qu'on a utilisé un bassin cylindrique de mêmes dimensions pour les mesures expérimentales effectuées avec le système TIE-4. Les électrodes ont été placées à mi-hauteur du cylindre.

On a attribué au milieu une conductivité de 0.25 S/m correspondant à la conductivité moyenne des tissus du thorax. Des impulsions de Dirac ont été simulées par des inclusions de 1 cm de diamètre, de même hauteur que le cylindre et de conductivité 10 S/m. Puisque le diamètre de l'inclusion est approximativement 3.5 % celui du cylindre et que la résolution théorique de la TIE est environ 10 % du diamètre du cylindre, les inclusions modélisées représentent des impulsions de Dirac dans la distribution de conductivité. La résolution spatiale du système peut donc être estimée à partir de l'image de l'inclusion sans grandes erreurs.

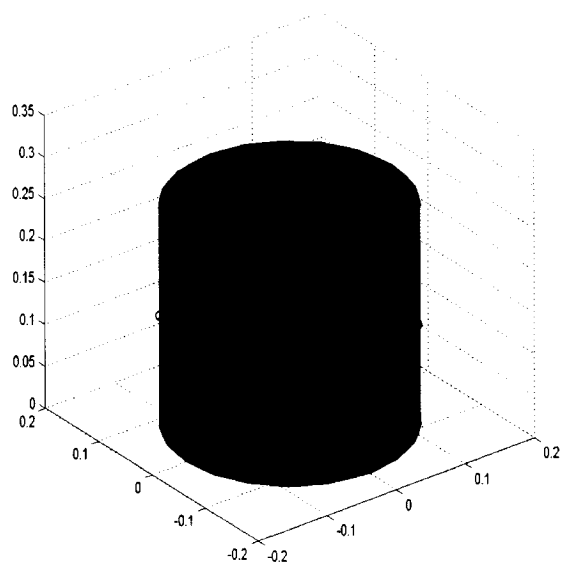
L'intensité du courant appliqué aux électrodes dans les simulations est 4 mA crête-à-crête et la séquence *d'excitation/mesure* est la même que celle du système TIE-4,

c'est-à-dire *adjacente/adjacente*. L'électrode oesophagienne $E16$ est considérée dans la séquence comme une électrode de surface. La séquence d'excitation utilise donc les paires d'électrodes suivantes :

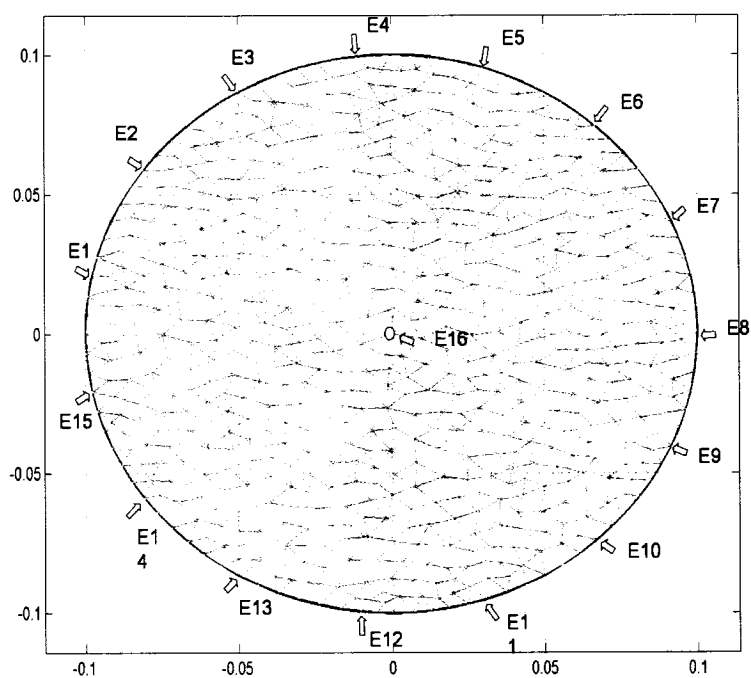
[(E1,E2);(E2,E3);(E3,E4);(E4,E5);(E5,E6);(E6,E7);(E7,E8);(E8,E9);(E9,E10);
(E10,E11);(E11,E12);(E12,E13);(E13,E14)(E14,E15);(E15,E16);(E16,E1)].

Pour minimiser les erreurs lors de la résolution du problème direct par la méthode des éléments finis, on a utilisé un maillage dense et la méthode itérative pour la résolution d'équations linéaires (chapitre 3).

Par ailleurs, des paramètres qui pourraient être source d'erreurs n'ont pas été considérés, notamment la dimension des électrodes et leur impédance de contact avec le milieu. Les électrodes ont tout simplement été assimilées à des noeuds du maillage, et l'impédance d'entrée des circuits reliés aux électrodes qui ne ne servent pas à l'application de courant est considérée comme infinie.



(a)



(b)

Figure 5.1 a) Volume conducteur pour simuler les mesures de TIE et b) modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité de la configuration 15SU1OES; les flèches indiquent la position des électrodes.

5.1.2 Reconstruction des images

La reconstruction des images a été faite en $2D$, en utilisant la matrice de sensibilité normalisée \mathbf{H}_n déterminée à partir du modèle géométrique de la figure 5.1 b). Afin de tester la validité de l'algorithme de reconstruction, on a généré les images en utilisant un signal \mathbf{Z}_n dont le rapport signal/bruit est infini. La figure 5.2 a) et b) présentent les résultats obtenus en utilisant un facteur de bruit de 1 et de 4 respectivement. L'inspection des images montre que les inclusions ont été bien détectées. La taille des inclusions est plus petite dans les images obtenues pour $FB = 4$. La résolution est donc meilleure pour un facteur de bruit plus grand.

Pour évaluer la stabilité de la reconstruction, on a ajouté au signal \mathbf{Z}_n un bruit pseudo-aléatoire de densité gaussienne et de moyenne nulle. On a utilisé un RSB de 30 dB ; une valeur très conservatrice pour des conditions d'enregistrement *in vivo*. À titre de comparaison, le RSB de TIE-4 mesuré sur un fantôme résistif est d'environ 55 dB (Gagnon, 2003).

Les résultats de simulation montrent que l'algorithme de reconstruction normalisée pour la configuration 15SU1OES n'est pas stable. En effet, les images obtenues pour un RSB de 30 dB et un FB de 1 sont bruitées et présentent de faux objets, surtout les images des inclusions de coordonnées polaires $(r, \theta) = [(0.23, 0); (0.63, 0)]$ (figure 5.3 a) où r est la position radiale normalisée. Les résultats sont décevants même avec des facteurs de bruit plus petits ; les images reconstruites pour un FB de 0.5 sont

illustrées à la figure 5.3 b).

Par contre, on détecte les inclusions en utilisant une matrice de sensibilité non normalisée \mathbf{H} et un FB de 1 (figure 5.4 a). Pour cette configuration non normalisée, les images sont bruitées lorsqu'on utilise un FB supérieur à 4 (figure 5.4 b). La configuration classique $16U$ normalisée donne des bons résultats même pour un FB de 6 (figure 5.5). Ainsi, on peut conclure que la configuration $15SU1OES$ est sensible aux bruit de mesure et que cette instabilité augmente lorsqu'on utilise une matrice de reconstruction normalisée.

L'analyse de \mathbf{Z} simulée pour le milieu circulaire homogène lors de la construction de \mathbf{H} et de \mathbf{H}_n montre que la trame de mesures contient 4 valeurs presque nulles, de l'ordre de 10^{-6} V (figure 5.6). Ces valeurs sont obtenues pour les paires suivantes d'excitation/mesure :

$$[(E15,E16)/(E7,E8) ; (E7,E8)/(E15,E16) ; (E16,E1)/(E8,E9) ; (E8,E9)/(E16,E1)].$$

Autrement dit, lorsqu'on applique le courant entre une électrode périphérique E_i et l'électrode oesophagienne $E16$, la différence de potentiel mesurée entre l'électrode périphérique diamétralement opposée à E_i et l'électrode suivante est presque nulle. L'inverse est aussi vrai à cause du théorème de réciprocité. Les contours équipotentiels illustrés à la figure 5.7 montrent pourquoi les différences de potentiel correspondant à ces combinaisons d'électrodes sont très petites .

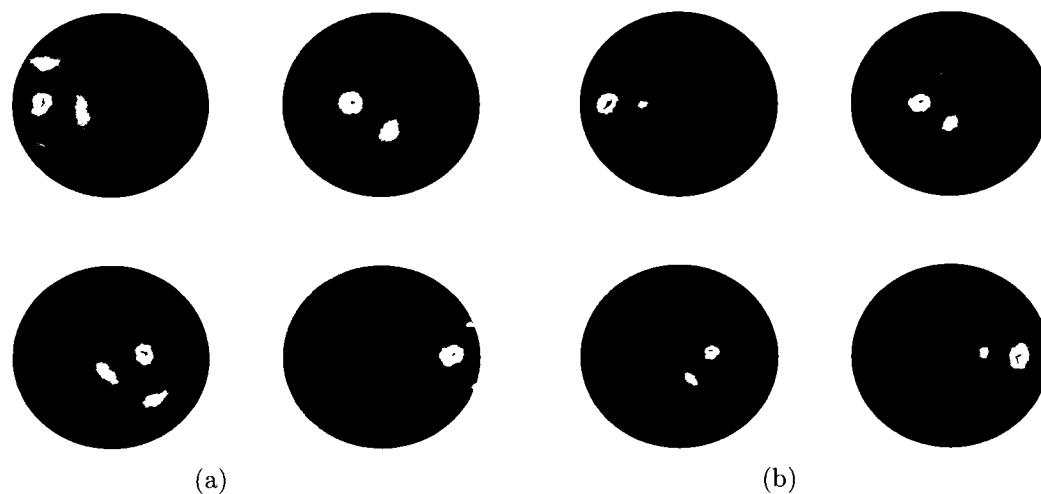


Figure 5.2 Configuration 15SU1OES normalisée : images d'inclusions en $(r, \theta) = [(0.23, 0); (0.63, 0); (0.23, \pi); (0.63, \pi)]$ obtenues à partir d'un signal simulé avec un *RSB* infini. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

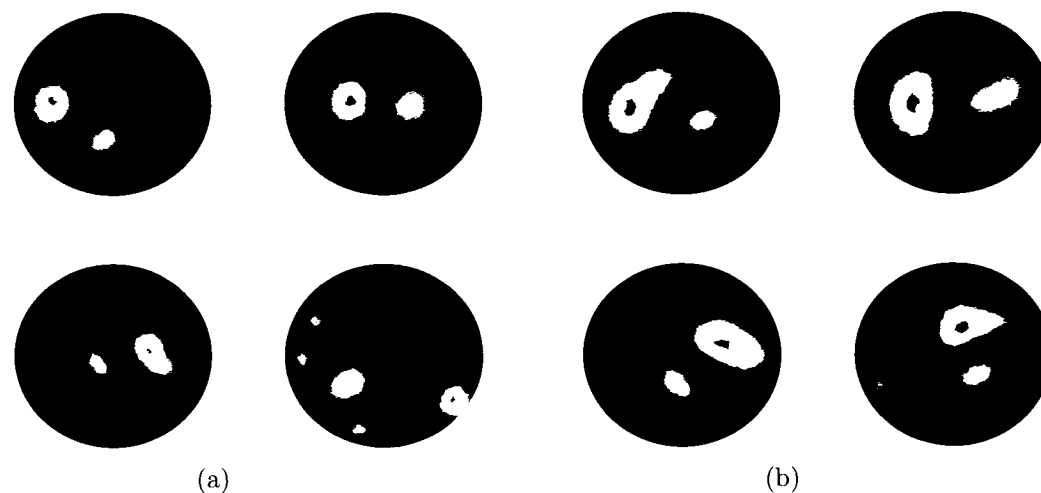


Figure 5.3 Configuration 15SU1OES normalisée : images d'inclusions en $(r, \theta) = [(0.23, \pi); (0.67, \pi); (0.23, 0); (0.67, 0)]$ obtenues à partir d'un signal simulé avec un *RSB* de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 0.5$.

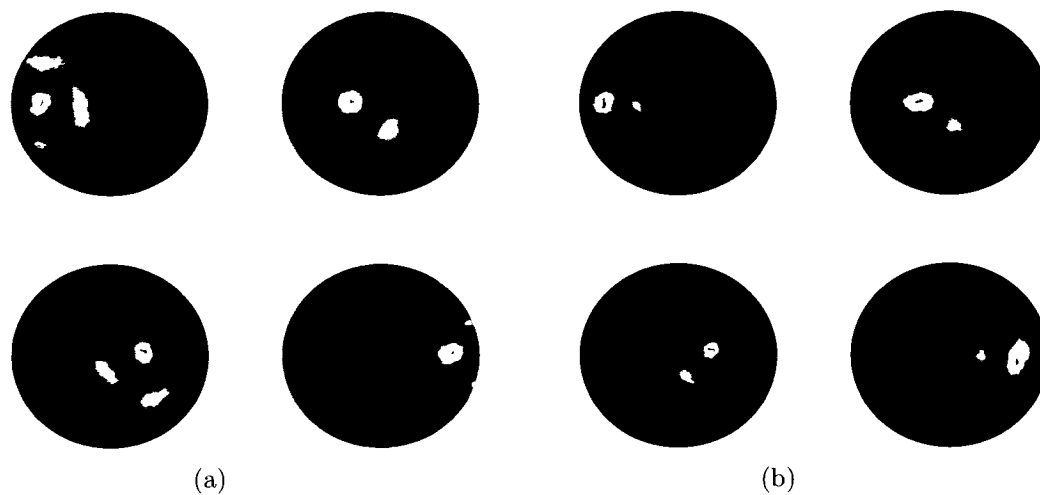


Figure 5.4 Configuration 15SU1OES non normalisée : images d'inclusions en $(r, \theta) = [(0.23, \pi); (0.67, \pi); (0.23, 0); (0.67, 0)]$ obtenues à partir d'un signal simulé avec un *RSB* de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

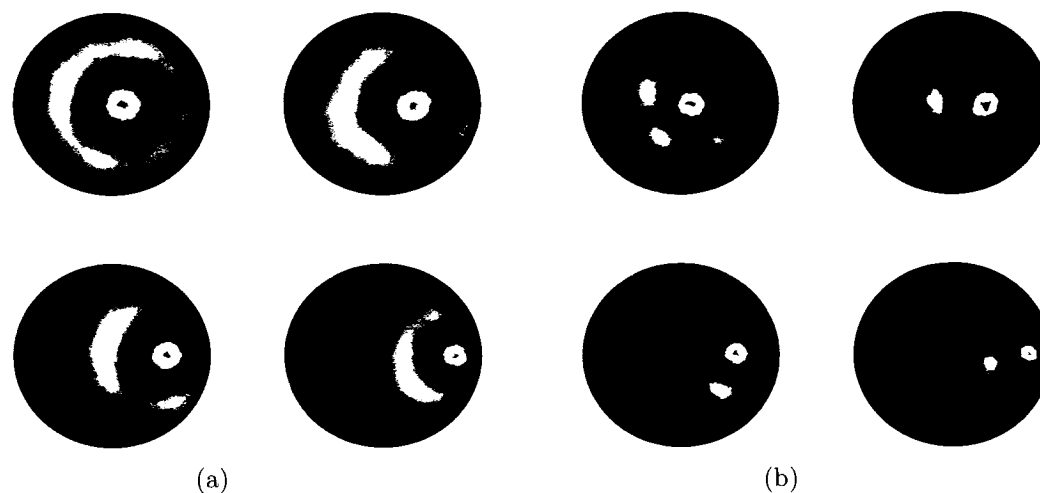


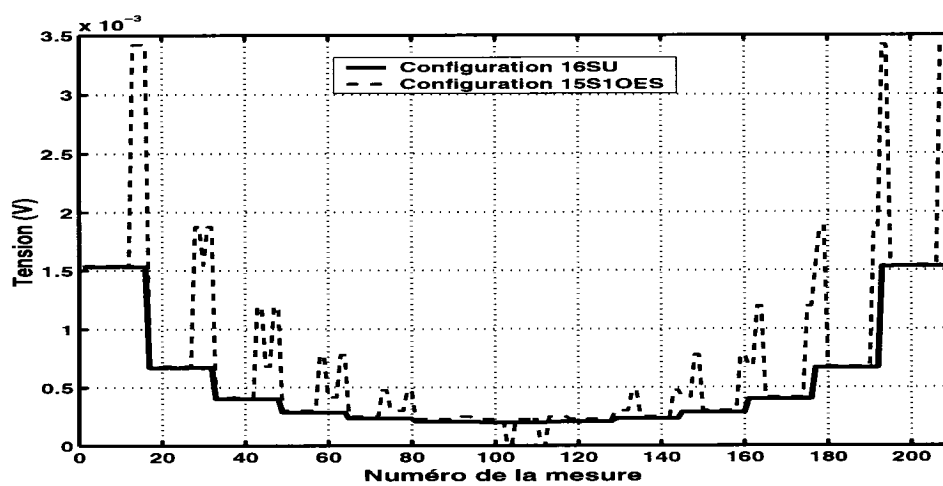
Figure 5.5 Configuration 16SU normalisée : images d'inclusions en $(r, \theta) = [(0.23, \pi); (0.67, \pi); (0.23, 0); (0.67, 0)]$ obtenues à partir d'un signal simulé avec un *RSB* de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 6$.

Ces différences de potentiel de l'ordre du μV , calculées par la résolution du problème direct, sont dominées par le bruit numérique. Elles introduisent des erreurs sur les coefficients de la matrice de sensibilité \mathbf{H} . Les erreurs sont amplifiées lorsqu'on divise les coefficients de \mathbf{H} par ces petites valeurs pour calculer la matrice normalisée \mathbf{H}_n . De plus, le bruit domine ces mesures au niveau du signal \mathbf{Z} utilisé dans la reconstruction non normalisée. Ce bruit est amplifié au niveau du \mathbf{Z}_n lors de la normalisation pour la reconstruction. D'autre part, la matrice de sensibilité normalisée \mathbf{H}_n de la configuration *15U1OES* est mal conditionnée en comparaison à celle non normalisée \mathbf{H} de cette même configuration et à la matrice normalisée \mathbf{H}_n de la configuration classique *16U* (tableau 5.1). Ces erreurs peuvent expliquer l'instabilité de la reconstruction pour la configuration *15U1OES*.

Tableau 5.1 Nombre de conditionnement de la matrice de sensibilité non normalisée \mathbf{H} et normalisée \mathbf{H}_n pour les configurations *15SU1OES* et *16U*. Les matrices de sensibilité sont calculées sur le modèle circulaire en utilisant un maillage de 1320 éléments et 709 noeuds géométriques.

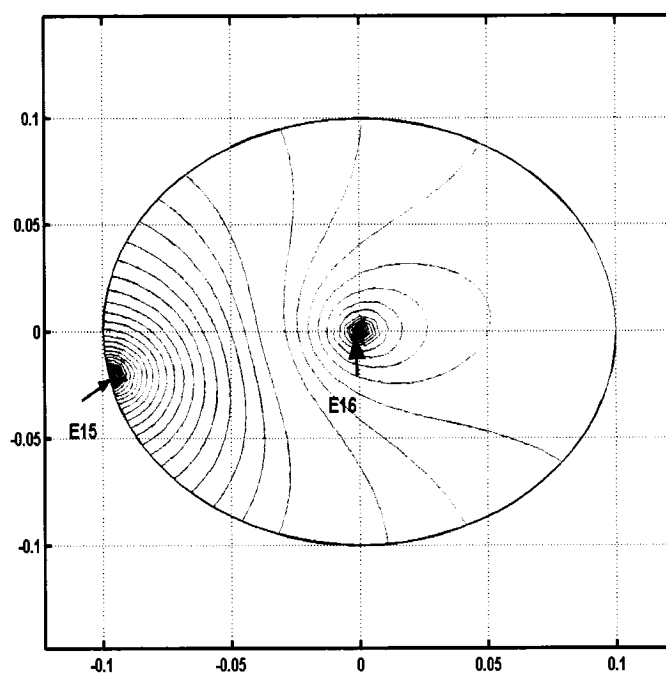
Configuration	15U1OES		16U	
	\mathbf{H}	\mathbf{H}_n	\mathbf{H}	\mathbf{H}_n
Nombre de conditionnement	8.8403×10^6	7.103×10^8	1.3403×10^7	1.1952×10^7

On a par la suite calculé une nouvelle matrice de sensibilité \mathbf{HM}_n qui ignore les 4 mesures citées ci-dessus. Avec cette nouvelle séquence de mesures, on n'aura que 204 mesures (au lieu de 208). Les images obtenues avec cette nouvelle matrice, à partir d'un signal \mathbf{Z}_n très bruité (*RSB* 15 dB) en utilisant un facteur de bruit *FB* unitaire localisent correctement les inclusions (figure 5.8).



(a)

Figure 5.6 Trames de mesures non normalisées simulées sur la géométrie circulaire pour les configurations 16SU et 15SU1OES.



(a)

Figure 5.7 Équipotentiels obtenues par simulation lorsqu'on applique le courant entre une électrode de surface E15 et une électrode oesophagienne E16.

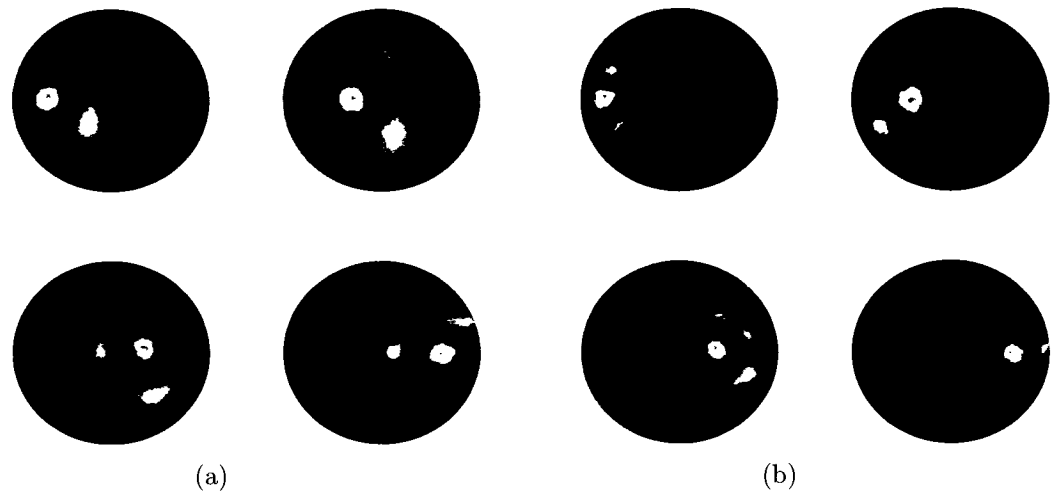


Figure 5.8 Configuration 15SU1OES modifiée et normalisée : images d'inclusions en $(r, \theta) = [(0.23, \pi); (0.67, \pi); (0.23, 0); (0.67, 0)]$ obtenues à partir d'un signal simulé avec un RSB de 15 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

5.2 Configuration 12SU4OES

La configuration 12SU4OES consiste en 12 électrodes de surface uniformément distribuées autour du thorax et en 4 électrodes oesophagiennes uniformément espacées et situées dans le même plan que les premières. Des cathéters avec électrodes oesophagiennes existent sur le marché et cette configuration serait utilisable cliniquement (Romain, 2000). Les 4 électrodes oesophagiennes permettraient d'obtenir des mesures plus sensibles au changement de conductivité dans les régions centrales du corps, ce qui devrait améliorer la résolution et le contraste au centre de l'image.

La figure 5.9 présente le modèle géométrique 3D utilisé pour simuler la trame de mesures. La figure 5.10 est le modèle 2D qui a servi au calcul de la matrice de sensi-

bilité. Les dimensions du cylindre extérieur sont les mêmes que pour la configuration *15SU1OES*. Le cylindre intérieur simulant l'oesophage a 3 cm de diamètre et 26 cm de hauteur. On lui a attribué une conductivité nulle. Les autres paramètres de simulation sont identiques à ceux utilisés pour la configuration *15SU1OES*. La séquence d'excitation et de mesure est adjacente/adjacente en considérant les électrodes oesophagiennes comme des électrodes de surface.

L'inspection des images obtenues pour cette configuration (figure 5.11) montre un niveau de bruit moindre et des inclusions correctement détectées.

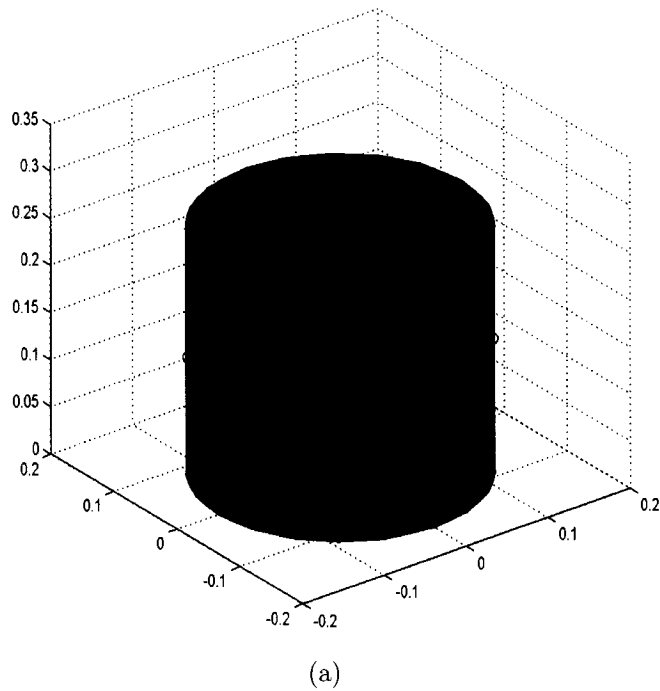
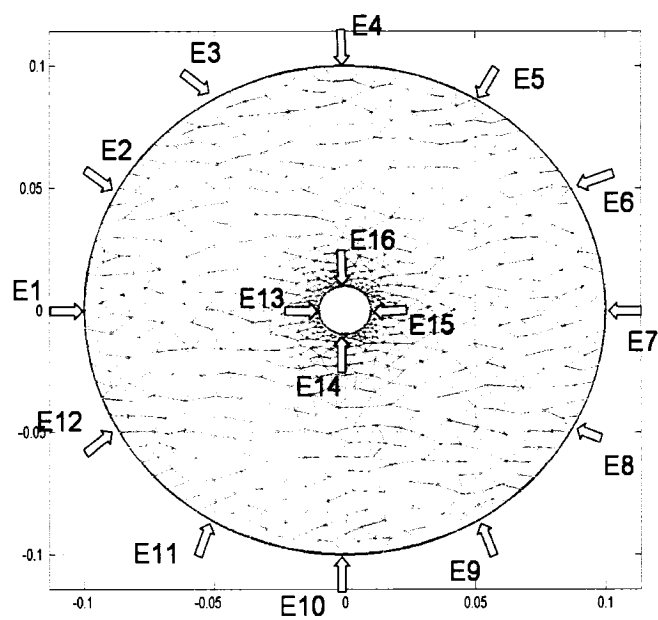
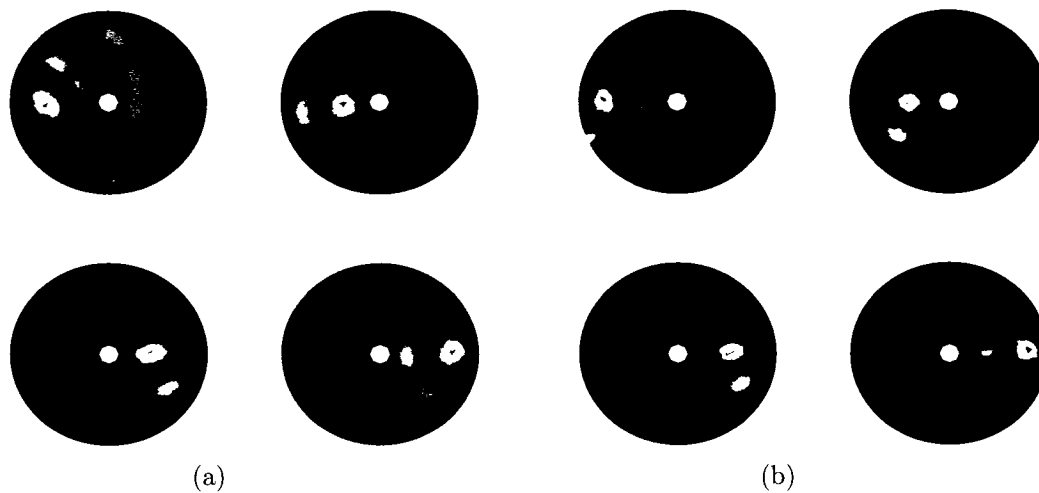


Figure 5.9 Géométrie utilisée pour simuler les mesures de TIE pour la configuration *12SU4OES*.



(a)

Figure 5.10 Modèle circulaire utilisé pour la reconstruction de la matrice de sensibilité de la configuration 12SU4OES; les flèches indiquent la position des électrodes.



(a)

(b)

Figure 5.11 Configuration 12SU4OES normalisée : images d'inclusions en $(r, \theta) = [(0.23, \pi); (0.67, \pi); (0.23, 0); (0.67, 0)]$ obtenues à partir d'un signal simulé avec un *RSB* de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

5.3 Performances

Pour évaluer les performances de reconstruction des différentes configurations d'électrodes, on a calculé trois paramètres: la résolution spatiale, l'erreur de position et la variation de contraste en fonction de la position.

5.3.1 Résolution spatiale

En imagerie médicale, la résolution spatiale détermine la capacité du système d'imagerie à distinguer deux objets ponctuels ou linéaires qui sont proches l'un de l'autre. Elle est définie quantitativement par la largeur à mi-hauteur (LMH) de la fonction de dispersion d'un objet ponctuel (FDP) ou linéaire (FDL). Cette définition se base sur l'hypothèse que la fonction de dispersion est circulaire et donc que la LMH est indépendante de l'angle du profil de mesure. Cependant, en TIE, les images d'objets circulaires sont déformées. La déformation est accentuée près de la frontière du milieu étudié et la résolution est donc fonction de la direction de l'axe de mesure. D'autre part, la LMH est fonction des dimensions du milieu étudié ; la résolution absolue (exprimée en mm) est meilleure pour un petit thorax que pour un grand thorax. Pour mesurer la résolution spatiale d'un système de TIE, Avis et Barber (1994) ont proposé de compter le nombre de pixels dont la valeur du contraste est supérieure à 50 % du contraste maximum de l'image, puis d'exprimer cette valeur en pourcentage du nombre total de pixels. Les valeurs obtenues avec cette définition sont très petites

car la résolution est calculée à partir du profil 2D de la *FDL*. Adler et Guardo (1996) proposent une mesure différente appelée *blur radius* (*BR*) :

$$BR = \frac{\sum r_{FDP}}{r_T} = \sqrt{\frac{A_{FDP}}{A_T}}$$

$$A_T = \text{trace}(A)$$

$$A_{FDP} = \sum_{i, \widehat{\Delta C}_i > 0.5} A_{ii} \quad (5.1)$$

où r_T et A_T sont le rayon et l'aire totale du domaine, alors que r_{FDP} et A_{FDP} désignent le rayon et l'aire de l'image d'un objet ponctuel. A_{FDP} est calculé en comptant les pixels dont le contraste est supérieur à 50 % de l'intensité maximale de l'image de l'objet ponctuel. Dans la littérature *BR* est souvent exprimé en pourcentage.

Les courbes du *BR* en fonction de la position radiale normalisée de l'objet ponctuel (figure 5.12) pour des mesures avec un *RSB* de 30 dB montrent que :

1. Contrairement à la configuration classique *16SU*, la résolution pour la configuration *12SU4OES* s'améliore lorsque l'objet se déplace radialement de la périphérie vers le centre (figure 5.12 a et c). Ce résultat est important, car les zones d'intérêt dans la plupart des applications de TIE se trouvent dans la région centrale. Pour un *FB* de 1, cette résolution est nettement meilleure que

celle obtenue pour la configuration $16SU$ dans la région centrale délimitée par un rayon normalisé de 0.65 (figure 5.12 a et d) .

2. Pour la configuration $15SU1OES$ modifiée, la résolution est meilleure au centre, se détériore, puis s'améliore de nouveau lorsqu'on se déplace du centre vers la périphérie (figure 5.12 b). Pour un FB de 1, cette résolution est meilleure que celle obtenue pour la configuration $16SU$ (figure 5.12 d).
3. La résolution pour la configuration $12SU4OES$ est meilleure que celle pour la configuration $15SU1OES$ modifiée dans la région centrale délimitée par un rayon normalisé de 0.55 (figure 5.12 a, b et d).
4. La résolution augmente lorsque le facteur de bruit augmente (figure 5.12 a, b et c).

On a aussi fait la reconstruction d'images de deux inclusions voisines de coordonnées normalisés $(r1, \theta1) = (0.54, \pi/4)$ et $(r2, \theta2) = (0.54, \pi/2)$ (figure 6.6 a). La conductivité des deux objets est 1 S/m et celle du milieu 0.25 S/m. Les images ont été reconstruites à partir d'un signal ayant un RSB de 30 dB et pour des FB de 1 et de 4. La figure 6.6 montre que les images de ces deux inclusions sont bien séparées pour la configuration $12SU4OES$, distinctes mais connectées pour la configuration $15SU1OES$ et fusionnées en un seul objet pour la configuration $16SU$.

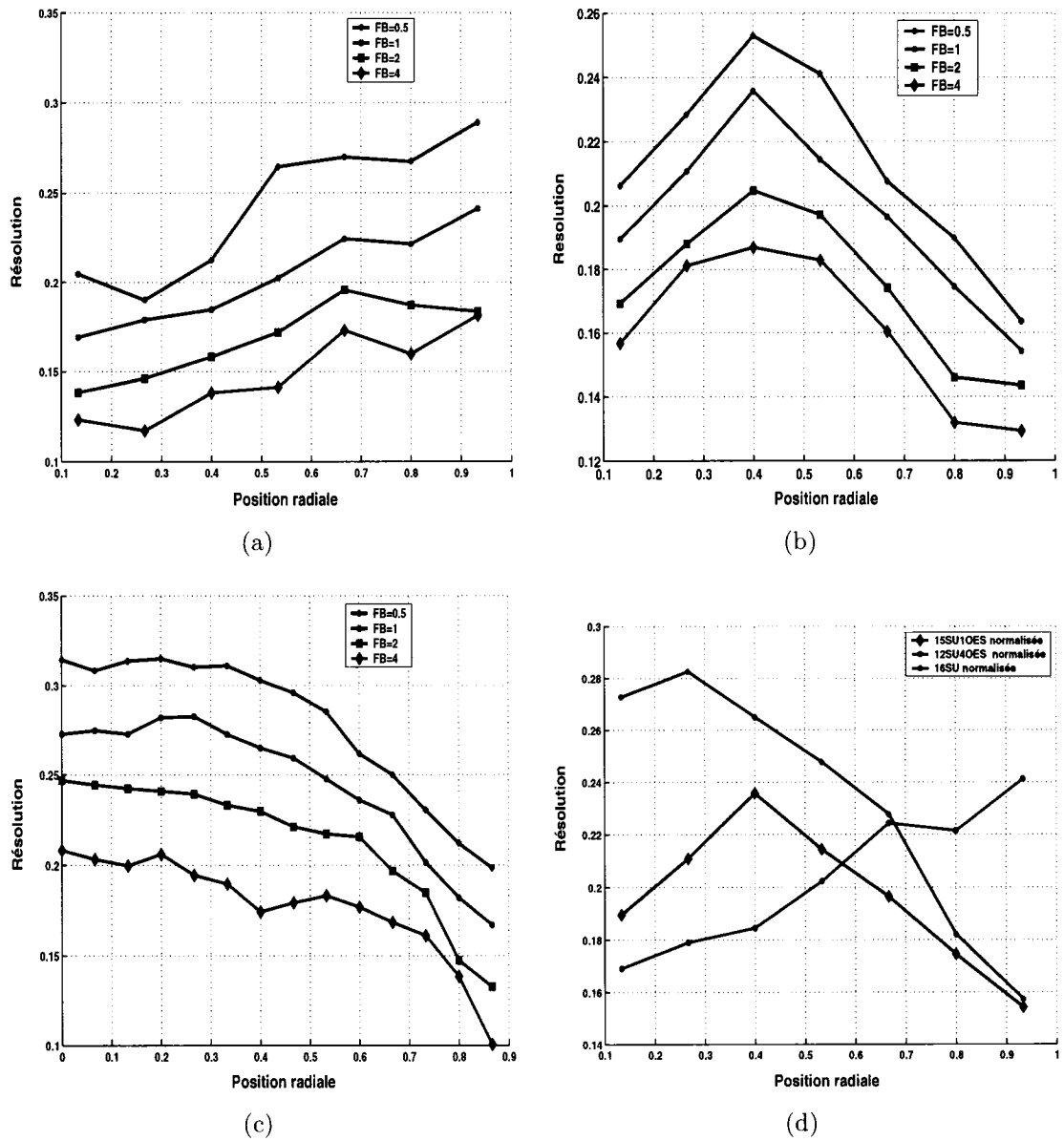
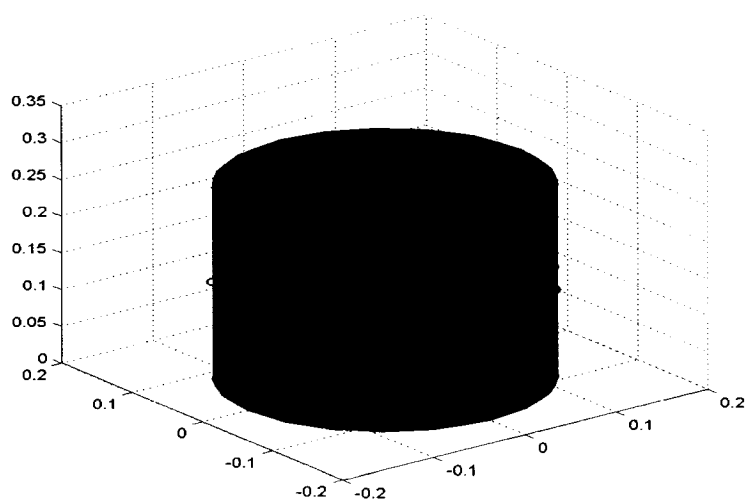
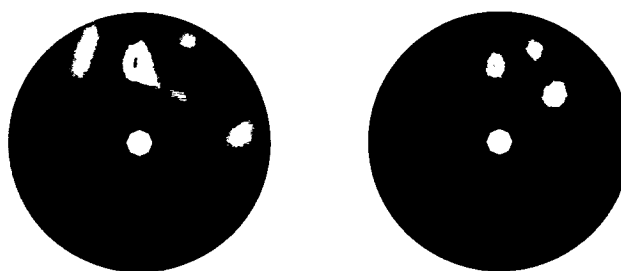


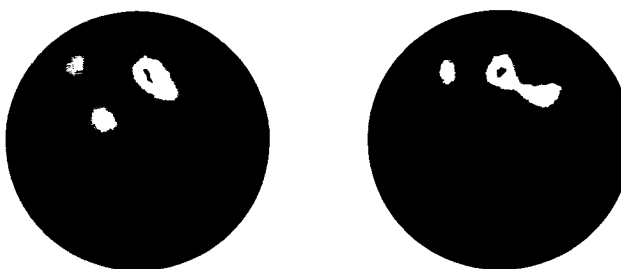
Figure 5.12 Résolution (blur radius) en fonction de la position radiale normalisée, estimée à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB, a) configuration 12SU4OES normalisée, b) 15SU1OESM normalisée, c) 16SU normalisée et d) résolution obtenue avec $FB = 1$ pour les différentes configurations.



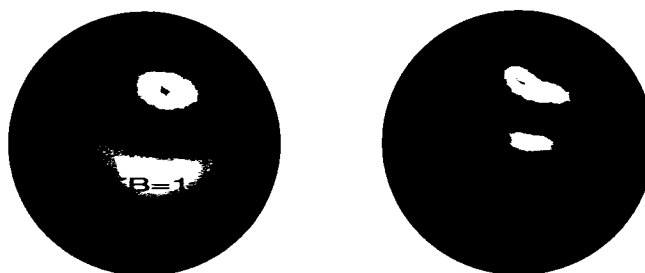
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 5.13 Analyse de la résolution avec deux inclusions voisines et un signal simulé avec un RSB de 30 dB. a) le milieu a une conductivité de 0.25 S/m et les deux inclusions 1 S/m, b) configuration 12SU4OES normalisée, c) 15SU1OESM normalisée et d) 16SU normalisée.

5.3.2 Erreur de position

Les algorithmes de reconstruction d'images de TIE ont tendance à déplacer les inclusions soit vers le centre ou la périphérie du milieu. Par exemple, la méthode de rétroprojection les déplace vers le centre (Adler et Guardo, 1996). L'erreur de position (ERP) est donc un paramètre important spécifique à chaque algorithme et qui doit être évalué pour les différentes configurations d'électrodes. Cette erreur est définie par :

$$ERP = \rho_o - \rho_{FDP} \quad (5.2)$$

où ρ_o est la position radiale normalisée de l'objet ponctuel et ρ_{FDP} est le barycentre de l'image A_{FDP} définie par l'équation 5.1.

Les courbes de la figure 5.14 a) montrent que la configuration d'électrodes $12SU4OES$ a tendance à déplacer les objets vers la périphérie (ERP négative) pour les objets dont la position radiale est inférieure à 0.5 et vers le centre dans le cas contraire. La valeur absolue de ERP est presque nulle pour $\rho_o = 0.5$ et augmente lorsqu'on s'éloigne de cette position pour atteindre une valeur maximale d'environ 0.24. On observe les mêmes tendances pour la configuration $15SU1OESM$ (figure 5.14 b); la valeur absolue de l' ERP s'annule pour $\rho_o = 0.25$ et augmente lorsqu'on s'éloigne de cette position. L'erreur maximale pour cette configuration est environ 0.13. Quant à la configuration classique $16SU$, elle a tendance à déplacer les images vers le centre, et l' ERP maximale est environ 0.22 pour un $FB = 1$ (figure 5.14 c). Pour les différentes

configurations, l'erreur de position augmente lorsqu'on s'approche des électrodes car l'image de l'objet est fortement déformée au voisinage de celles-ci. Cette déformation et l'*ERP* augmentent aussi lorsqu'on diminue le *FB*.

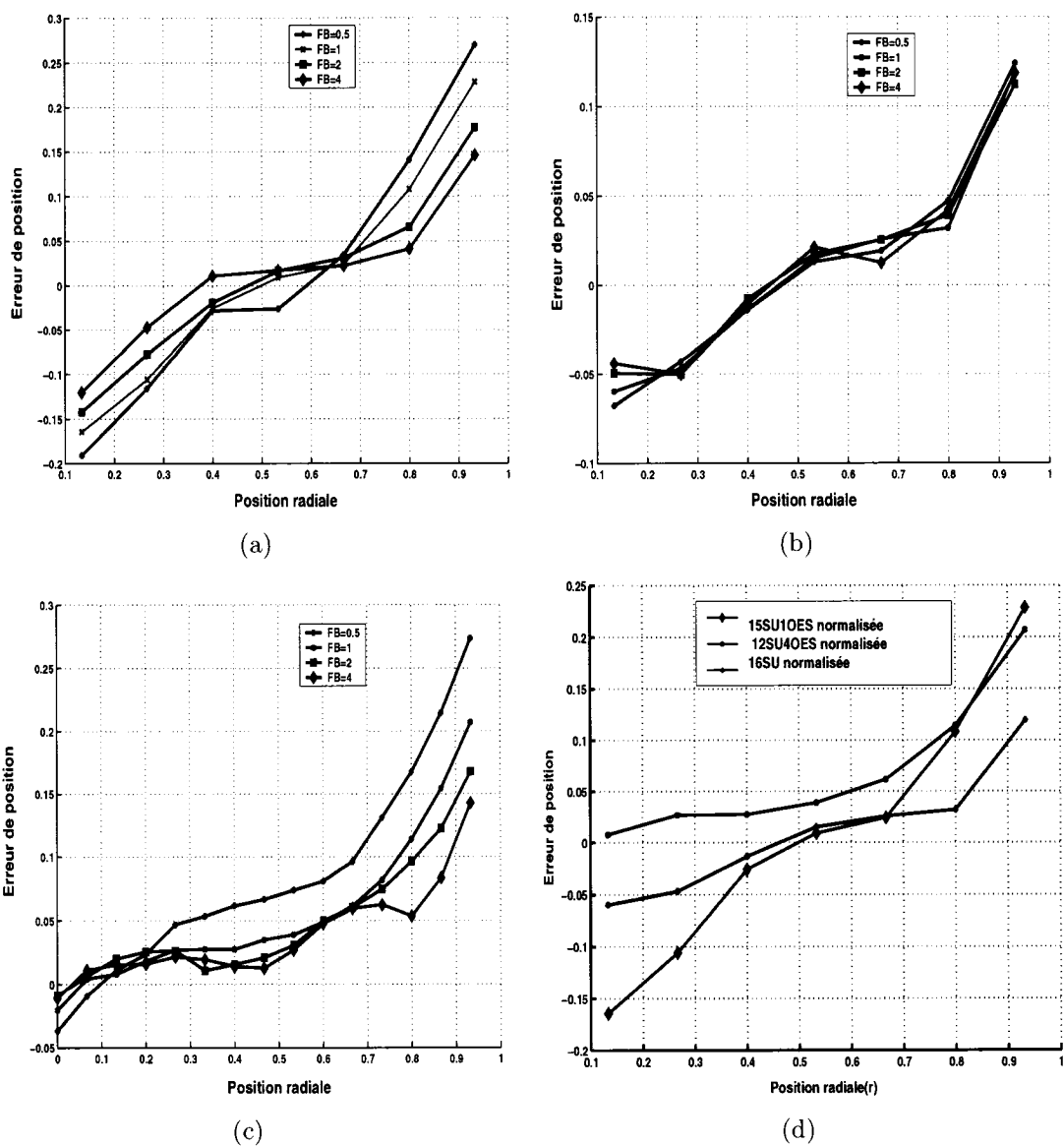


Figure 5.14 Erreur de position en fonction de la position radiale normalisée estimée à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB, a) configuration 12SU40ES normalisée, b) 15SU10ESM normalisée, c) 16SU normalisée et d) erreur de position obtenue avec $FB = 1$ pour les différentes configurations.

5.3.3 Variation du contraste

Les images de TIE se caractérisent par un changement de contraste important selon la position radiale de l'objet. Plus l'objet est près des électrodes d'excitation, plus le contraste augmente. Cette sensibilité à la position de l'objet rend difficile l'analyse qualitative et quantitative des images de TIE. Dans cette section, on a calculé et normalisé le contraste de la fonction de dispersion d'un objet ponctuel FDP par rapport au contraste minimum détecté pour quantifier ce changement. Puis, on a tracé ce dernier en fonction de la position radiale de l'objet ponctuel. Le contraste est défini par :

$$\text{Contraste} = \sum_{i, \widehat{\Delta C}_i > 0.5} (\widehat{\Delta C}_i \mathbf{A}_{ii}) \quad (5.3)$$

où $\widehat{\Delta C}_i$ est le contraste de l'élément i . Les résultats des simulations montrent que le contraste maximum est obtenu près des électrodes et qu'il est fonction du FB . La configuration $15SU1OESM$ est celle affichant la plus faible variation de contraste. Pour $FB = 1$, le rapport entre le contraste maximum et minimum pour cette configuration est de 2.3, alors qu'il est de 4.6 pour la configuration $12SU4OES$ et 5.6 pour la configuration $16SU$. Par ailleurs, les courbes obtenues peuvent être utilisées pour définir un filtre qui permettrait d'uniformiser le contraste. Cette technique est utilisée dans les caméras gamma pour corriger la non-uniformité due à l'atténuation (Gilland *et al.*, 1998).

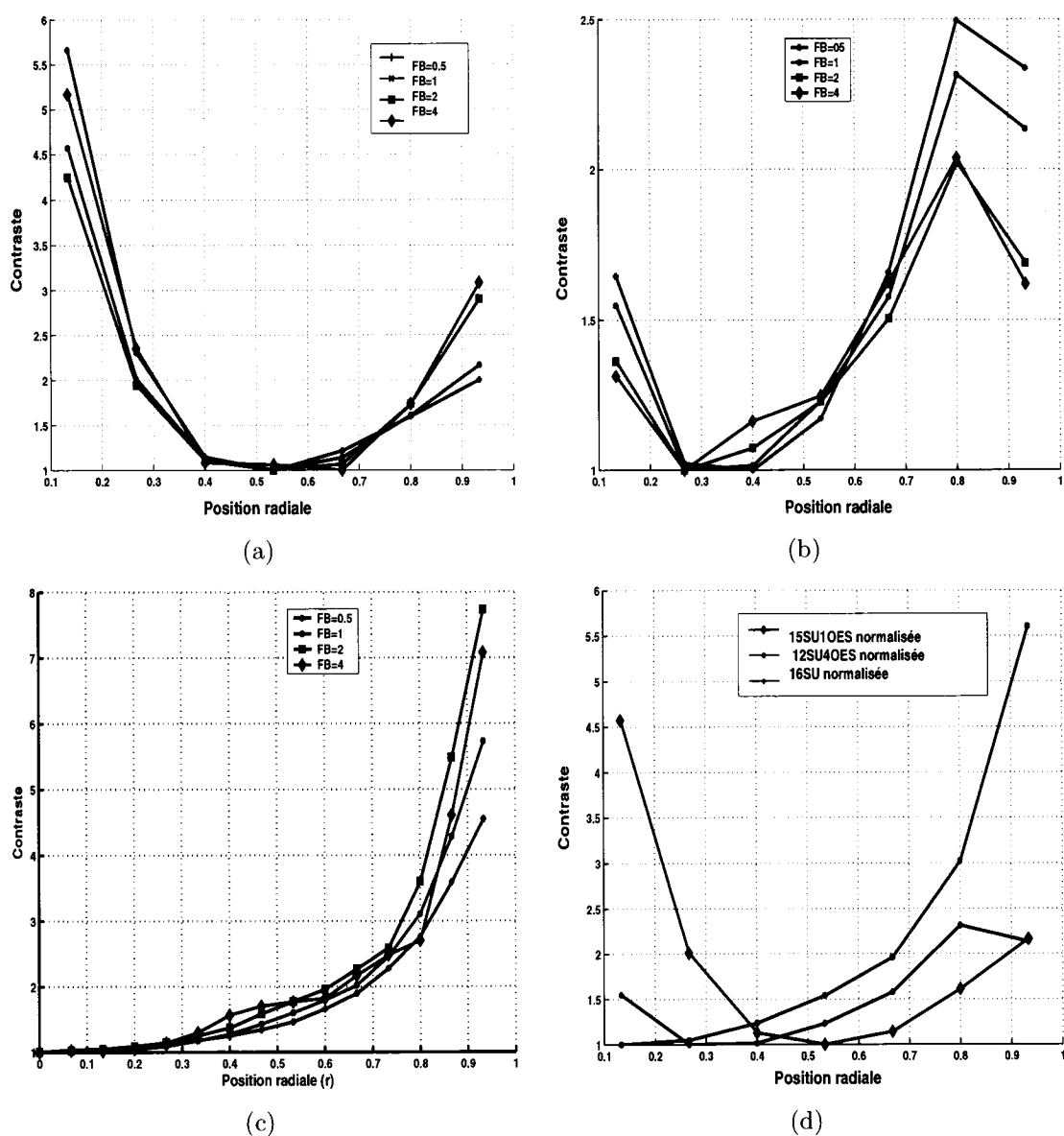


Figure 5.15 Contraste normalisé en fonction de la position radiale normalisée estimée à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB, a) configuration 12S4OES normalisée, b) 15SU1OESM normalisée, c) 16SU normalisée et d) contraste normalisé avec $FB = 1$ pour les différentes configurations.

5.4 Évaluation sur un modèle 2D du thorax

Pour estimer les performances globales des différentes configurations, on a effectué des simulations sur un modèle 2D du thorax (figure 5.16). Ce modèle a été développé en segmentant l'image obtenue du site internet "Visible Human Project". La trame de référence a été calculée en attribuant une conductivité de 0.06 S/m aux deux poumons, 0.3 S/m au coeur et 0.025 S/m au reste du thorax. Quant à la deuxième trame, elle est obtenue pour une conductivité de 0.12 S/m pour les poumons, 0.15 S/m pour le coeur et 0.025 S/m pour le reste. D'autre part, les simulations pour la configuration 12S4OES ont été effectuées en considérant deux cas. Premièrement, la couche isolante extérieure du cathéter force la conductivité de l'oesophage à être nulle; c'est le cas si on utilise un cathéter occupant tout l'oesophage. Deuxièmement, on a supposé que la conductivité de l'oesophage est celle du milieu (0.025 S/m). L'étude de ces deux cas permettrait d'évaluer l'amélioration de la résolution due à l'utilisation d'électrodes oesophagiennes et à la conductivité nulle de l'oesophage forcé par le cathéter, puis l'amélioration obtenue grâce aux électrodes oesophagiennes seulement.

Les figures 5.17 et 5.18 présentent les images reconstruites pour les différentes configurations à partir d'un signal de *RSB* de 30 dB et en utilisant respectivement un *FB* de 1 et de 4. La configuration 12S4OES donne la meilleure résolution ; les deux poumons sont bien séparés et le coeur est visible dans les deux cas : celui où la conductivité de l'oesophage est supposée nulle et celui où cette conductivité est égale à

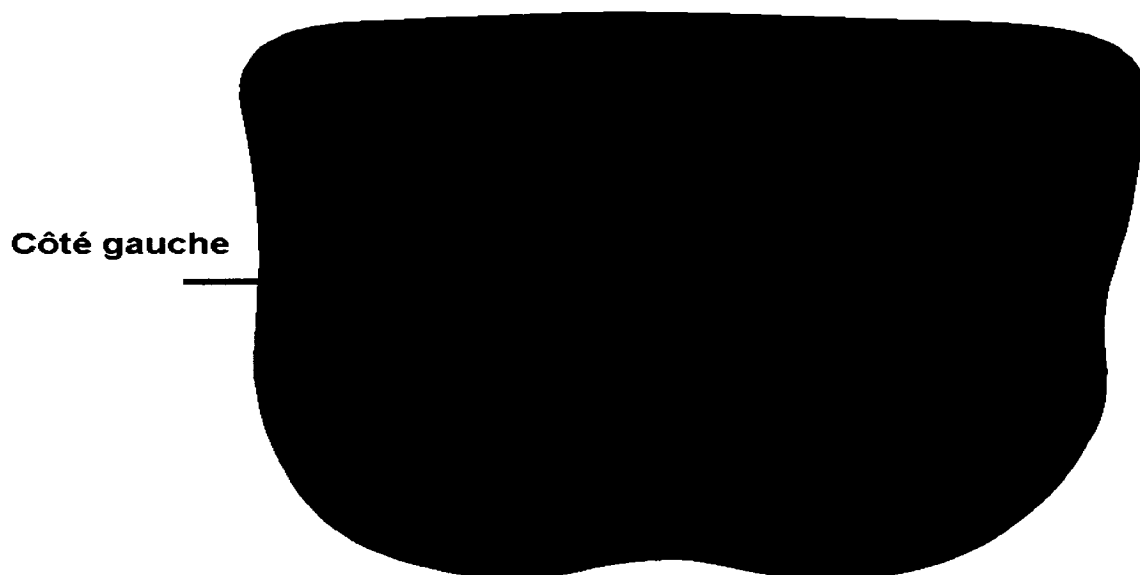


Figure 5.16 Modèle de thorax $2D$ utilisé pour évaluer les performances des différentes configurations.

celle du milieu. On note aussi que la résolution pour la configuration $15SU1OES$ est supérieure à celle de la configuration classique $16SU$. Ces figures démontrent que lorsqu'on augmente le FB , la résolution s'améliore mais le bruit augmente et des artefacts apparaissent dans les images. Les artefacts sont surtout dus aux dépassements du filtre Q de régularisation (section 4.3.3.2).

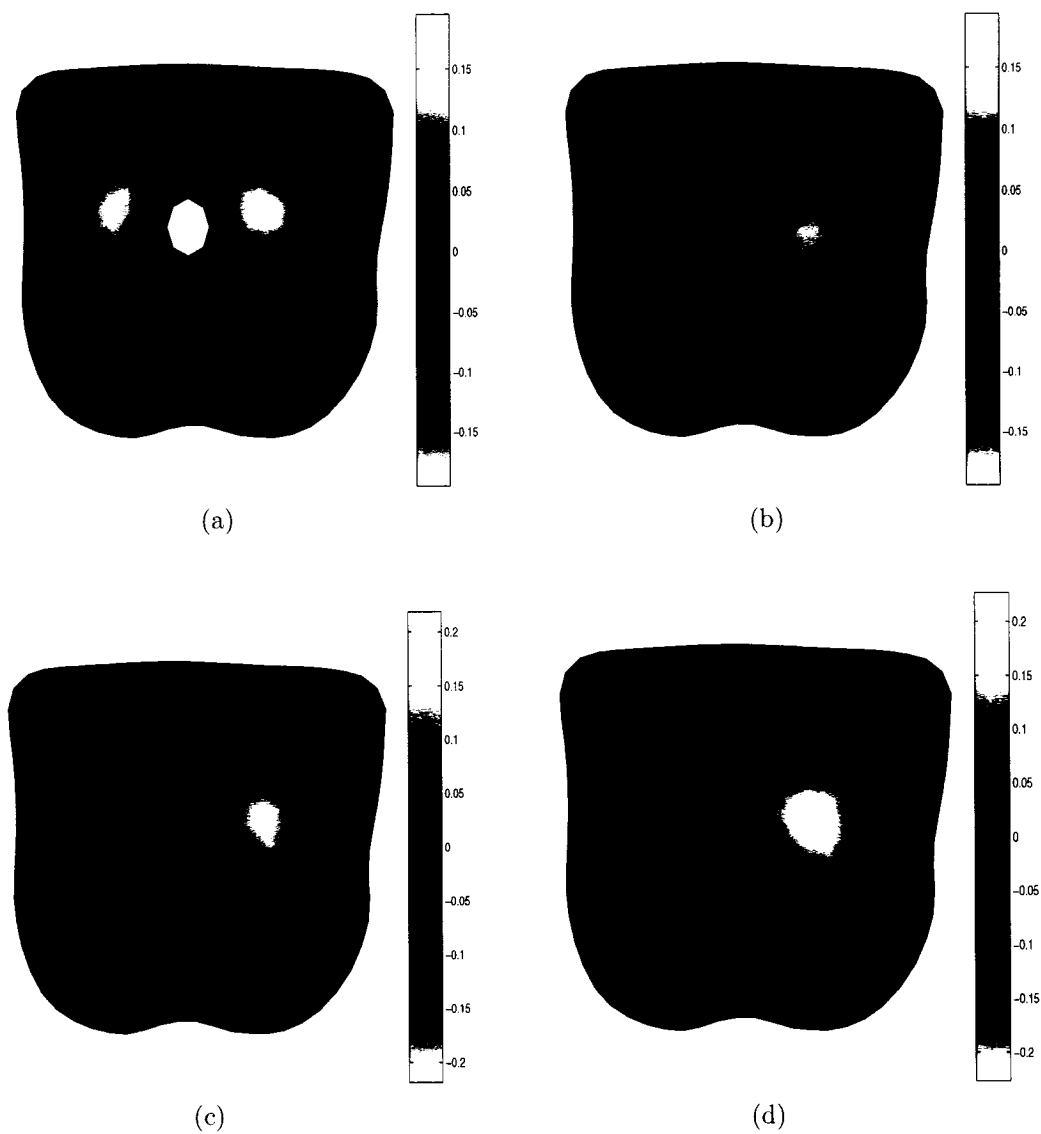


Figure 5.17 Images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax à partir d'un signal avec un RSB de 30 dB et un FB de 1, a) configuration 12S4OES normalisée et conductivité de l'oesophage nulle, b) 12SU4OES normalisée et conductivité de l'oesophage égale à celle du milieu (0.025 S/m), c) 15SU1OES normalisée et d) 16SU normalisée.

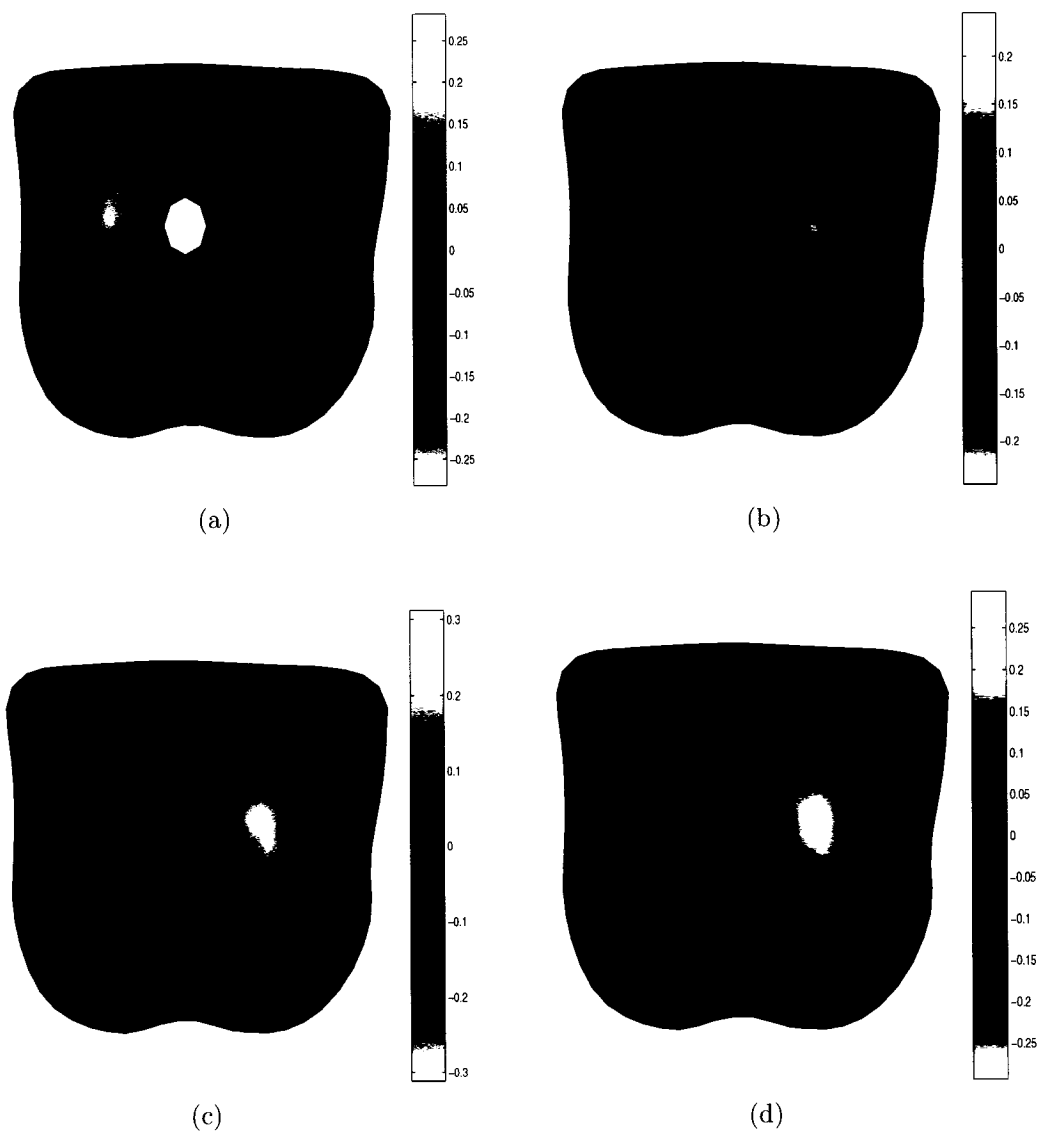


Figure 5.18 Images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax à partir d'un signal avec un RSB de 30 dB et un FB de 4, a) configuration 12S4OES normalisée et conductivité de l'oesophage nulle, b) 12SU4OES normalisée et conductivité de l'oesophage égale à celle du milieu 0.025 S/m), c) 15SU1OES normalisée et d) 16SU normalisée.

5.5 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons étudié deux configurations d'électrodes mixtes *surface/oesophagiennes* : $15SU1OES$ et $12SU4OES$ et comparé les performances de ces configurations à celles de la configuration classique $16SU$.

Les résultats obtenus démontrent que l'utilisation de la configuration mixte d'électrodes *surface/oesophagiennes* améliore les performances, et plus précisément la résolution dans les régions centrales des coupes explorées par rapport à la configuration classique $16SU$. Les performances de la configuration $12SU4OES$ sont nettement meilleures que celles des deux autres configurations. En effet, l'utilisation de plusieurs électrodes oesophagiennes permet de mesurer les différences de potentiel plus sensibles aux changements de conductivité dans les régions centrales du corps. Le choix du nombre d'électrodes oesophagiennes dépendrait probablement des dimensions du milieu (thorax d'un enfant ou d'un adulte) et du rapport signal/bruit des différences de potentiels internes mesurées par ces électrodes.

Par ailleurs, les configurations mixtes *surface/oesophagiennes* peuvent être instables du fait que l'application du courant entre une électrode de surface et une électrode oesophagienne induit entre certaines électrodes de surface des différences de potentiel dont l'amplitude est négligeable comparativement aux autres mesures. Ce problème pourrait être résolu en ignorant ces mesures lors de la reconstruction d'images si

leur nombre est limité. On peut aussi ignorer, dans la séquence d'excitation/mesure, les combinaisons d'électrodes d'excitation qui produiraient ces mesures quasi nulles. Dans ce cas, il faudrait augmenter le nombre d'électrodes de surface pour conserver le même nombre total de mesures indépendantes. Par exemple, on pourrait utiliser 16 électrodes de surface et 4 oesophagiennes.

CHAPITRE 6

CONFIGURATIONS ASYMÉTRIQUES D'ÉLECTRODES DE SURFACE

Nous présentons dans ce chapitre les résultats d'une étude portant sur deux configurations asymétriques : *15SA1SP*, 15 électrodes de surface sur la partie antérieure et une sur la partie postérieure du thorax, et *16SA*, 16 électrodes uniformément réparties sur la partie antérieure du thorax. L'étude a été réalisée en utilisant pour la reconstruction d'images des données simulées et des données mesurées avec un système de TIE sur un cylindre rempli de salin. Les indicateurs de performance de ces configurations seront comparées à ceux de la configuration classique *16SU*. Ces configurations ont un intérêt pratique puisqu'elles permettent d'améliorer le confort des patients alités en réduisant le nombre de points de contact dans le dos. Nous croyons aussi que ces configurations peuvent améliorer la résolution spatiale dans la région du thorax où se trouve la plus grande densité d'électrodes.

6.1 Simulation et mesure des données de TIE

L'estimation de la résolution, de l'erreur de position et du changement de contraste pour ces deux configurations a été faite à partir de données de TIE simulées et mesurées par le système TIE-4. Les simulations ont été réalisées sur le modèle cylindrique décrit à la section 5.1.1. Les paramètres de simulation sont identiques à ceux utilisés pour la configuration *15SU1OES* et la séquence d'excitation/mesure est adjacente/adjacente. Les données mesurées par le système TIE-4 ont été réalisées sur un cylindre de mêmes dimensions que le modèle utilisé pour les simulations. Ce cylindre est rempli d'eau salée dont la conductivité est 0.25 S/m. Les inclusions sont des cylindres de cuivre de 1 cm de diamètre.

6.2 Configuration *15SA1SP*

6.2.1 Reconstruction des images

La reconstruction des images a été faite en $2D$ en utilisant la matrice de sensibilité normalisée \mathbf{H}_n . La figure 6.1 montre le modèle géométrique utilisé pour la construction de la matrice de sensibilité. La figure 6.2 présente les images reconstruites à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB en utilisant des FB de 1 et de 4. Les inclusions sont placées sur l'axe y en $(r, \theta) = [(0.8, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{\pi}{2}); (0.8, \frac{\pi}{2})]$.

Ces images montrent que les inclusions sont bien détectées et que la taille des objets diminue au fur et à mesure qu'on se déplace vers la région antérieure où sont concentrées les 15 électrodes. La résolution est donc meilleure dans les régions proches des électrodes. Elle est nettement meilleure avec un FB de 4 qu'avec un FB de 1.

Les observations ci-dessus s'appliquent aussi aux images reconstruites à partir du signal mesuré par le système TIE-4 (figure 6.3). En résumé, la configuration 15SA1SP est stable, détecte les inclusions dans toutes les régions du milieu et la résolution s'améliore lorsque l'inclusion s'approche de la région où sont regroupées les électrodes et lorsqu'on augmente FB .

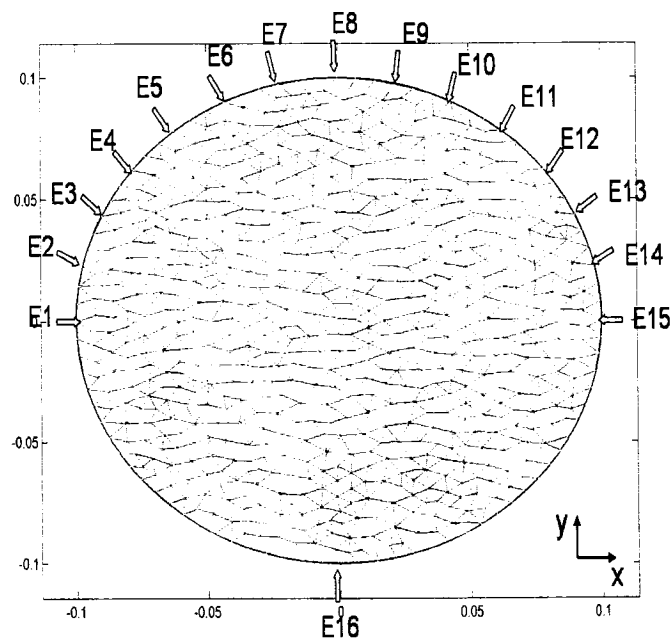


Figure 6.1 Configuration 15SA1SP : modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité \mathbf{H}_n .

6.2.2 Performances

Les indicateurs de performance : la résolution, l'erreur de position et le changement de contraste ont été calculés selon les définitions données en 5.3. On a utilisé les images obtenues avec le signal Z_n simulé avec un RSB de 30 dB de même que celles obtenues avec le signal mesuré par le système TIE-4. Puisque ces configurations d'électrodes ne sont pas symétriques, on a estimé ces paramètres le long des axes $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$.

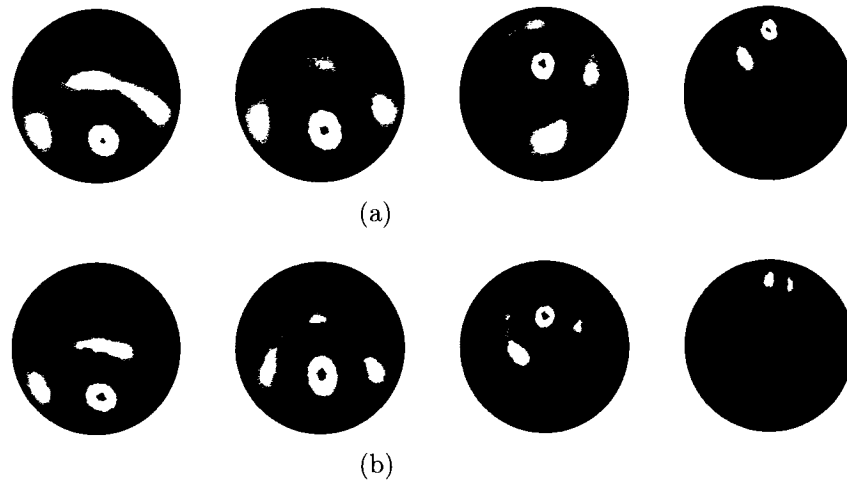


Figure 6.2 Configuration 15SA1P : images obtenues à partir du signal simulé avec un RSB de 30 dB pour des inclusions en $(r, \theta) = [(0.8, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{\pi}{2}); (0.8, \frac{\pi}{2})]$. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

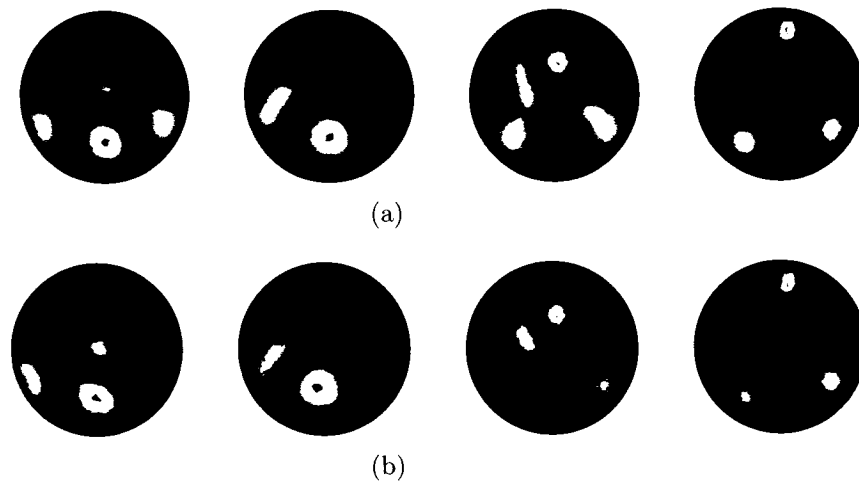


Figure 6.3 Configuration 15SA1SP : images obtenues à partir du signal mesuré avec le système TIE-4 pour des inclusions en $(r, \theta) = [(0.8, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{\pi}{2}); (0.8, \frac{\pi}{2})]$. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

6.2.2.1 Résolution spatiale

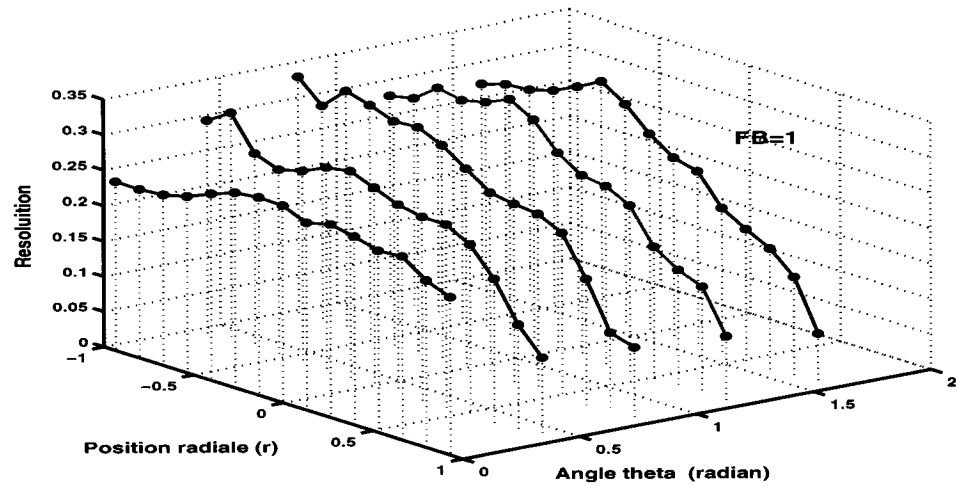
Les courbes de la figure 6.4 a) et b) présentent la résolution (*blur radius*) en fonction de la position radiale normalisée obtenue respectivement à partir du signal simulé et du signal mesuré pour un FB de 1. Les coordonnées (r, θ) avec $r < 0$ correspondent aux coordonnées polaires $(-r, \theta + \pi)$.

On remarque que :

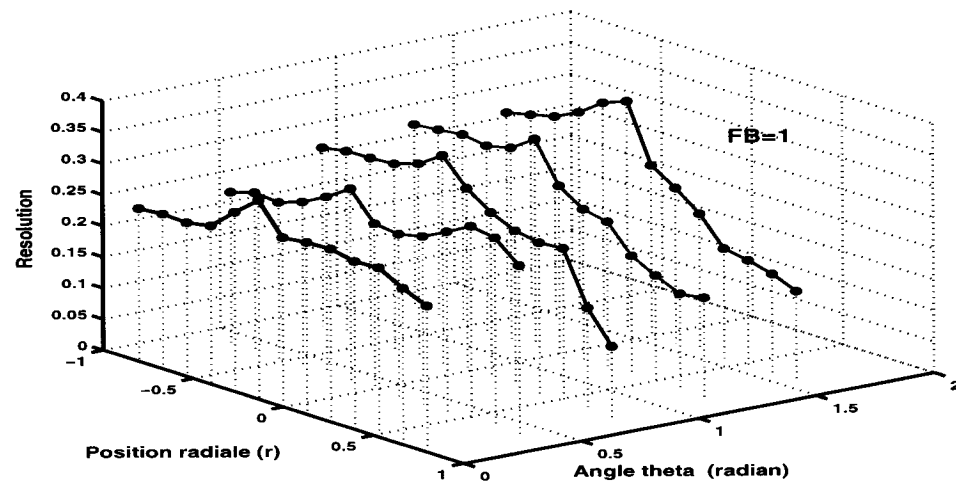
1. La résolution se dégrade lorsqu'on s'éloigne de la partie antérieure où sont centrées les électrodes.
2. Les courbes 6.4 a), obtenues par simulation, permettent de diviser le milieu étudié en deux zones: la zone 1 délimitée par $(0 \leq r, \theta_m \leq \theta \leq \pi - \theta_m)$ où $0 \leq \theta_m \leq \frac{\pi}{8}$ et la zone 2 qui est le complément de cette dernière (figure 6.4 c). Dans la zone 1, la résolution diminue rapidement avec la position radiale de l'inclusion ; elle passe de 25 % en $r = 0$ à 10 % en $r = 0.9$. Cependant, dans la zone 2, elle varie entre 25 % et 30 % .
3. Les courbes 6.4 b), obtenues avec des signaux mesurés, permettent de tirer les mêmes conclusions que ci-dessus, sauf que la zone 1 est plus étroite ; $\frac{\pi}{4} \leq \theta_m$
4. Les courbes de la figure 6.5 comparent la résolution obtenue avec les configurations 15SA1SP, 16SP et 16SU pour un FB de 1. Comparativement à la

configuration classique $16SU$, la configuration $15SA1P$ améliore la résolution dans la zone 1 d'un rapport $3/2$, mais elle la dégrade dans la zone 2 d'un rapport $2/3$ (figure 6.5).

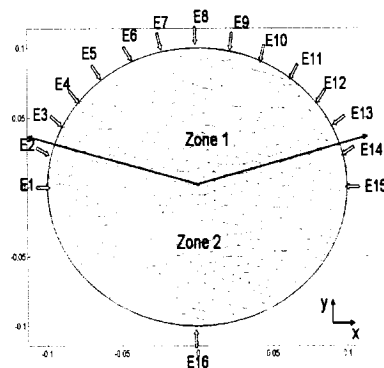
On a aussi reconstruit à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB : 1) les images de deux inclusions voisines (figure 6.6 a) situées dans la zone 1 près des électrodes en $(r1, \theta1) = (0.67, \pi/4)$ et $(r2, \theta2) = (0.67, 3\pi/2)$ (figure 6.6 b) et 2) les images de deux inclusions voisines situées dans la zone 2 en $(r1, \theta1) = (0.67, 3\pi/2)$ et $(r2, \theta2) = (0.67, 7\pi/4)$ (figure 6.6 c). La conductivité des deux objets simulés est 1 S/m et celle du milieu 0.25 S/m; la reconstruction des images a été effectuée pour des FB de 1 et de 4. Les images obtenues ont été comparées à celles de la configuration classique $16SU$ (figure 6.6 d). On remarque dans le cas où les deux inclusions se situent dans la région antérieure que la résolution obtenue par la configuration $15SA1SP$ est nettement supérieure à celle de la configuration $16SU$. Toutefois, dans le cas où les deux inclusions se trouvent dans la partie postérieure, la résolution est très mauvaise pour la configuration $15SA1SP$ puisque les images de deux inclusions se confondent.



(a)



(b)



(c)

Figure 6.4 Configuration 15SA1SP : résolution en fonction de la position radiale normalisée (r) et selon les directions $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$ estimée pour un FB de 1. a) à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB, b) à partir d'un signal mesuré et c) définition des zones Z1 et Z2 utilisées pour comparer les résolutions des configurations asymétriques.

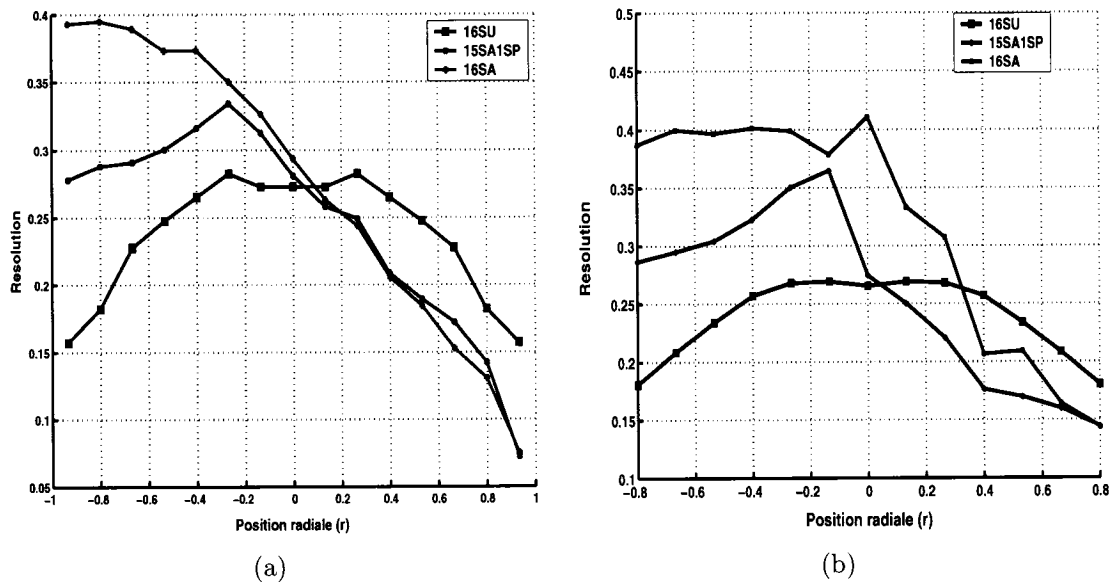
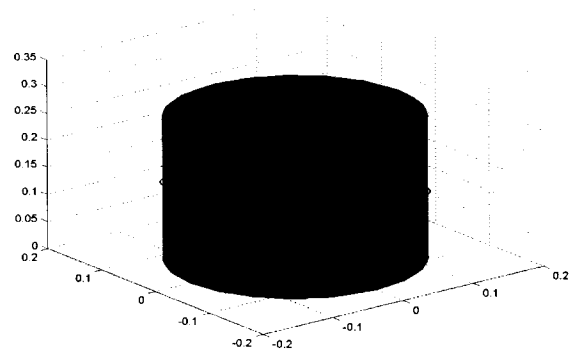
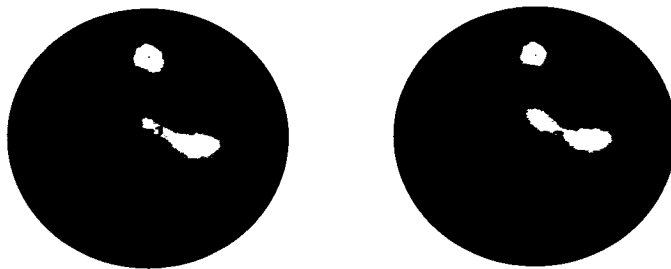


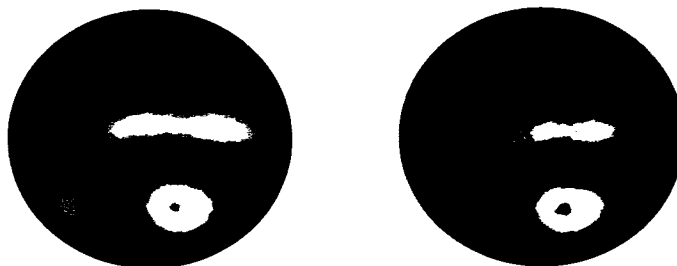
Figure 6.5 Résolution pour les différentes configurations le long de l'axe y ($\theta = \frac{\pi}{2}$). a) à partir d'un signal simulé, $RSB = 30$ dB et $FB = 1$, et b) à partir d'un signal mesuré, $FB = 1$ pour les configurations 16SU et 15SA1SP et $FB = 0.5$ pour 16SA.



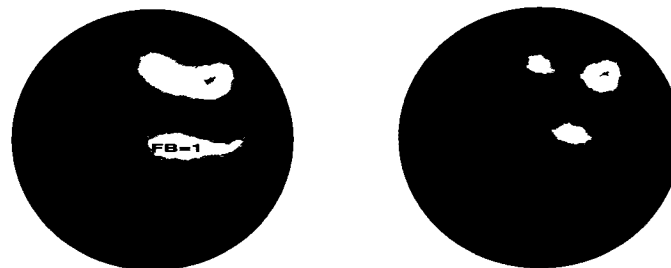
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 6.6 Analyse de la résolution avec deux inclusions voisines et un signal simulé avec un RSB de 30 dB. a) configuration 15SA1SP et les inclusions en $(r_1, \theta_1) = (0.67, \pi/4)$ et $(r_2, \theta_2) = (0.67, \pi/2)$, b) configuration 15SA1SP et les inclusions en $(r_1, \theta_1) = (0.67, 3\pi/2)$ et $(r_2, \theta_2) = (0.67, 7\pi/4)$ et c) configuration 16SU et les inclusions en $(r_1, \theta_1) = (0.67, \pi/4)$ et $(r_2, \theta_2) = (0.67, \pi/2)$.

6.2.2.2 Erreur de position

Les figures 6.7 a) et b) montrent l'erreur de position en fonction de la position radiale normalisée, obtenue pour un FB de 1 à partir des signaux simulés et mesurés. On note que l'erreur absolue de position est en général inférieure à 15 %; elle est donc comparable à celle de la configuration 16*SU* (figure 6.8), sauf dans une zone délimitée par $(r_m \leq r, \frac{\pi}{4} \leq \theta \leq \pi - \frac{\pi}{4})$ où $r_m \leq -0.7$. Dans cette zone, l'erreur de position est supérieure à 20 %. D'autre part, l'erreur de position est positive pour $|r| \geq 0.4$, c'est-à-dire que l'objet est déplacé vers le centre dans l'image. L'objet est déplacé vers l'extérieur dans la région centrale complémentaire. Par comparaison, la configuration classique 16*SU* déplace toujours l'objet vers le centre.

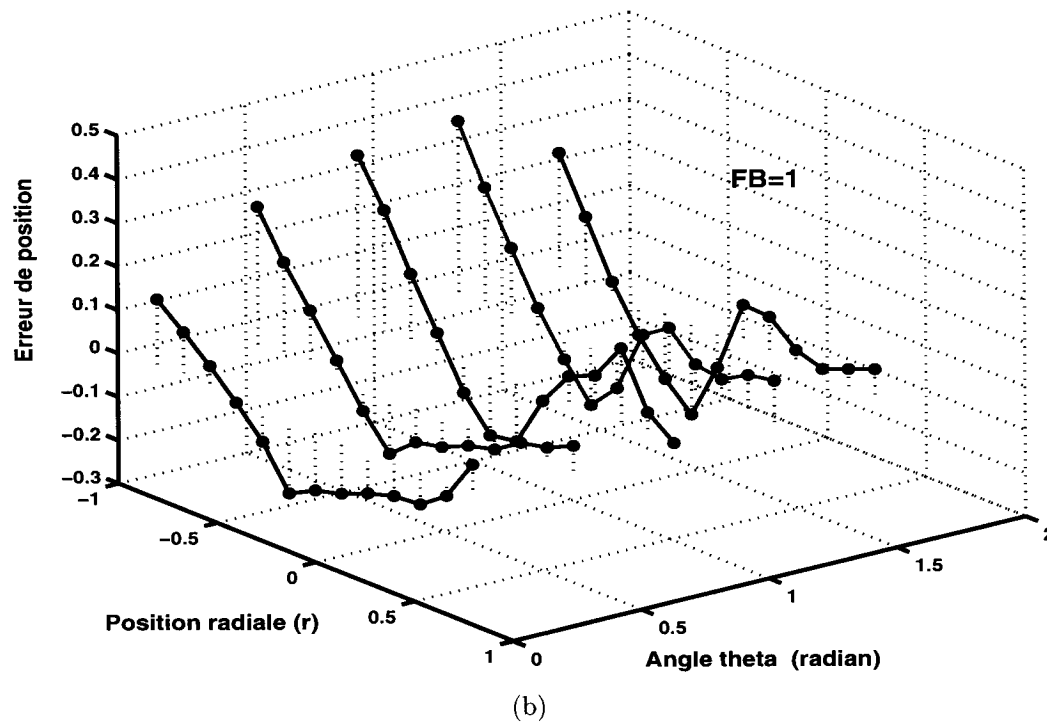
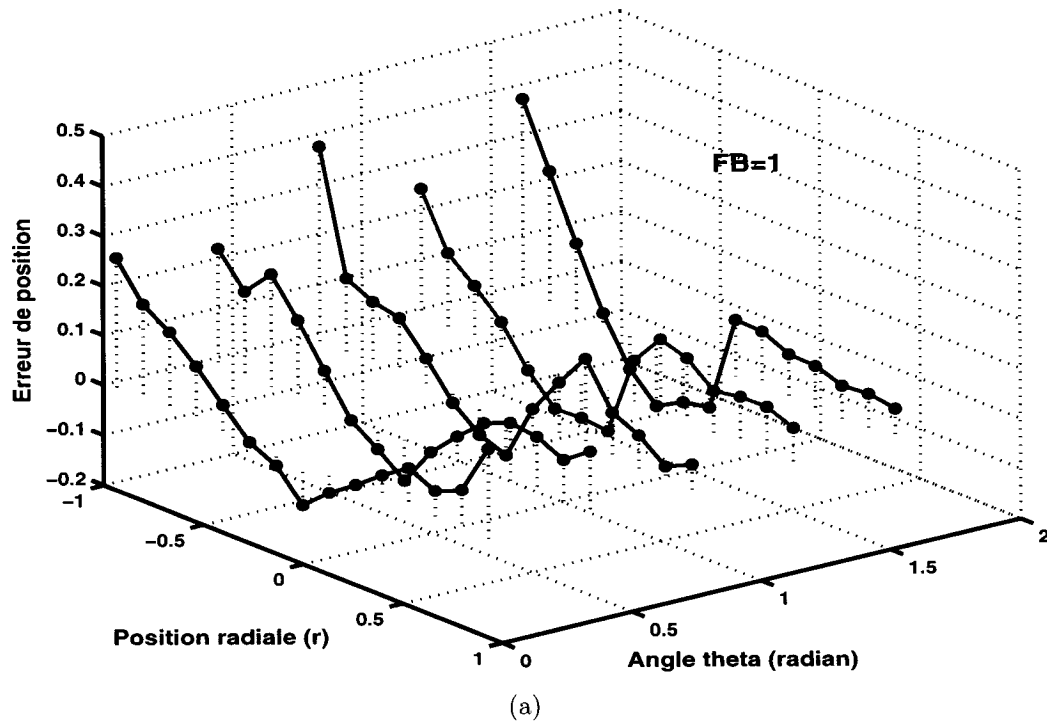


Figure 6.7 Configuration 15SA1SP : erreur de position en fonction de la position radiale normalisée (r) et selon les directions $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$ estimée pour un FB de 1. a) à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB et b) à partir d'un signal mesuré.

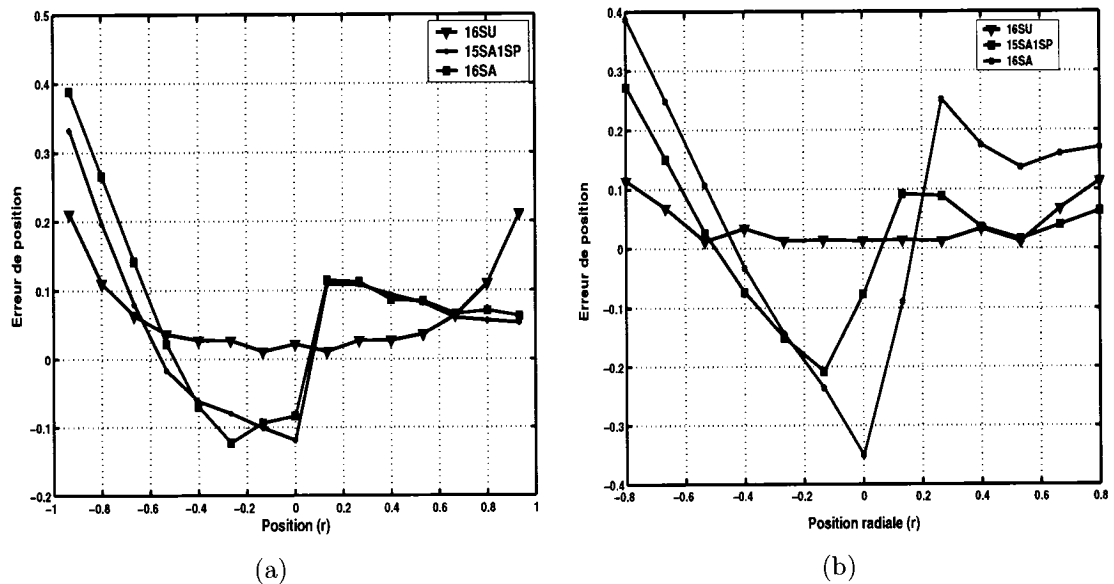
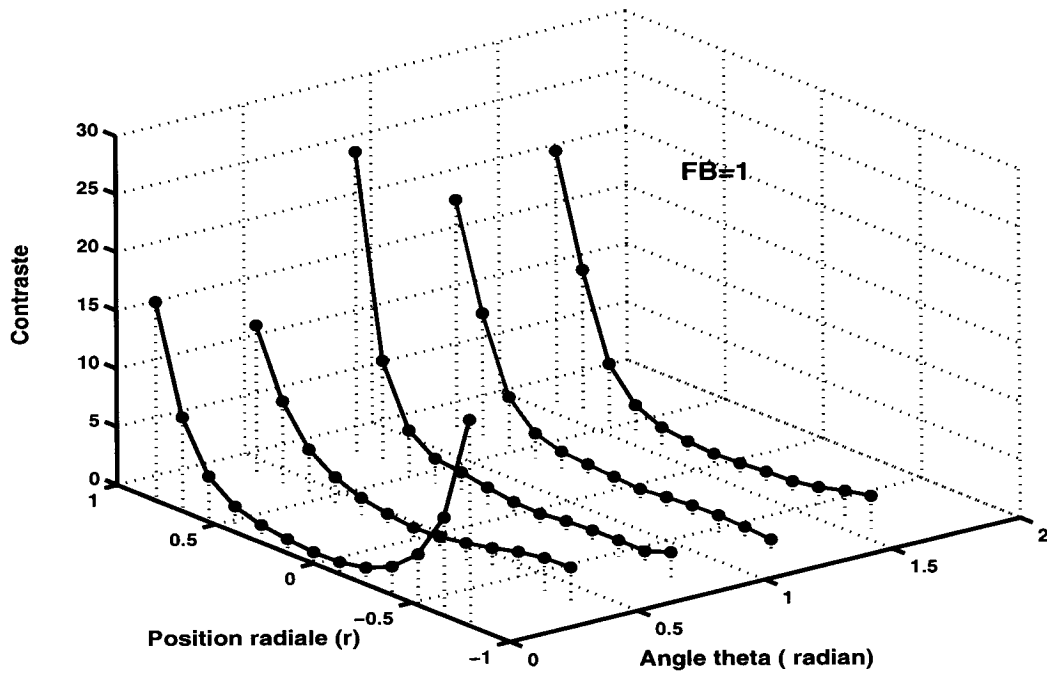


Figure 6.8 Erreur de position pour les différentes configurations. a) signal simulé, $RSB = 30$ dB et $FB = 1$ et b) signal mesuré par le système TIE-4, $FB = 1$ pour les configurations 16SU et 15SA1SP et $FB = 0.5$ pour 16SA.

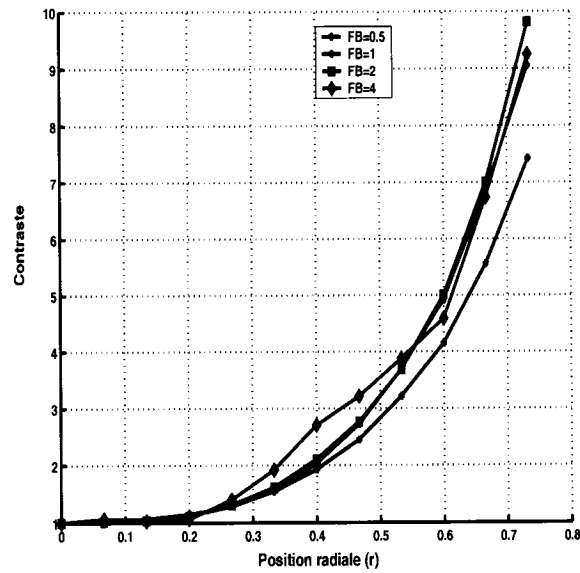
6.2.2.3 Variation du contraste

Nous présentons, à la figure 6.9, le contraste en fonction de la position radiale le long des axes $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$, estimé à partir du signal mesuré. Le contraste a été calculé selon l'équation 5.3 puis normalisé par le contraste minimum obtenu pour tout le milieu. Comparativement à la configuration classique 16SU, on remarque un grand changement de contraste entre les régions antérieure et postérieure. Pour la configuration 16SU, le changement de contraste pour un FB de 1 est de 9, alors que pour la configuration 15SA1SP, il est de 25. Par conséquent, la configuration 15SA1SP pourrait ne pas détecter simultanément des changements de conductivité dans les régions postérieure et antérieure. On pense remédier à ce problème en intégrant

à l'algorithme de reconstruction une matrice de pondération qui amplifie le changement de conductivité estimé dans les régions éloignées des électrodes. Cette technique est utilisée en électroencéphalographie et en magnétoencéphalographie (EEG/MEG) (Gorodnitsky *et al.*, 1995). Elle a aussi été utilisée en TIE par Clay et Ferree (2002) pour l'imagerie du cerveau.



(a)



(b)

Figure 6.9 Contraste en fonction de la position radiale normalisée (r) estimé à partir d'un signal mesuré. a) configuration 15SP1SA, le contraste est calculé pour un FB de 1 selon les directions $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$ et b) 16SU, pour différents facteurs de bruit.

6.3 Configurations 16SA

6.3.1 Reconstruction des images

La figure 6.10 montre le modèle géométrique utilisé pour la construction de la matrice de sensibilité.

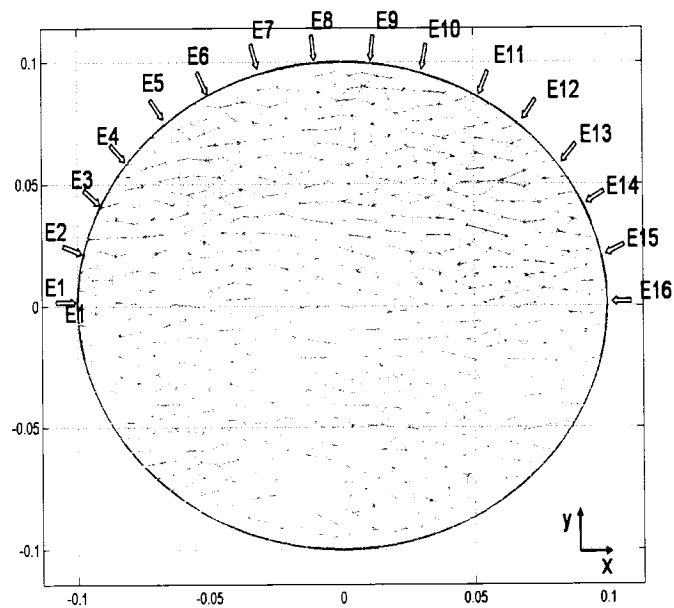


Figure 6.10 Configuration 16SA: modèle circulaire utilisé pour calculer la matrice de sensibilité \mathbf{H}_n .

La figure 6.11 présente les images reconstruites avec le signal simulé. Le signal \mathbf{Z}_n a un RSB de 30 dB et on a utilisé des FB de 1 et de 4. Les inclusions sont placées en $(r, \theta) = [(0.8, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{\pi}{2}); (0.8, \frac{\pi}{2})]$. Pour cette configuration aussi, tous les objets sont bien détectés et le niveau de bruit est faible. Toutefois, la résolution est très faible dans la région postérieure ($y < 0$) comparativement à la région antérieure

($y > 0$) où sont regroupées les électrodes.

Par ailleurs, les images (figure 6.12 a) obtenues à partir d'un signal \mathbf{Z}_n mesuré par le système TIE-4 en utilisant un FB de 1 sont bruitées et présentent des faux objets lorsque l'inclusion se trouve dans la région où sont concentrées les électrodes ($y > 0$). Ces résultats sont l'inverse de ceux attendus, c'est à dire que les images d'inclusions qui se situent dans la partie postérieure ($y < 0$) sont trop bruitées et contiennent de faux objets puisque le signal mesuré par les électrodes est faible.

Cependant, lorsqu'on utilise un FB inférieur à 0.5, les objets sont bien détectés pour toutes les inclusions et les images sont moins bruitées et ne contiennent pas de faux objets (figure 6.12 b).

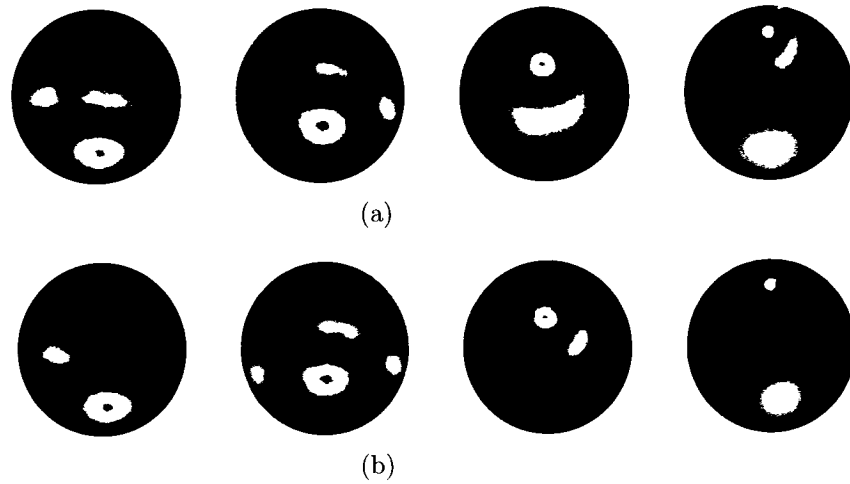


Figure 6.11 Configuration 16SA : images obtenues à partir d'un signal simulé avec un RSB de 30 dB pour des inclusions en $(r, \theta) = [(0.8, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{\pi}{2}); (0.8, \frac{\pi}{2})]$. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

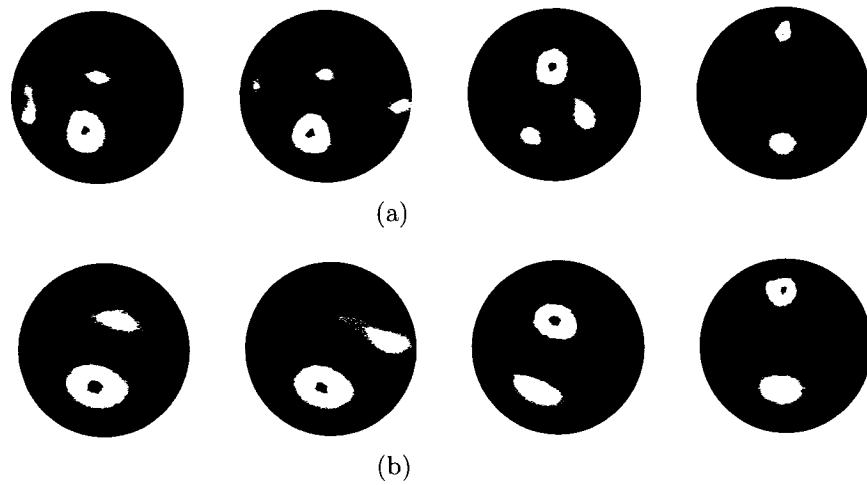


Figure 6.12 Configuration 16SA : images obtenues à partir d'un signal mesuré avec le système TIE-4 pour des inclusions en $(r, \theta) = [(0.8, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{3*\pi}{2}); (0.4, \frac{\pi}{2}); (0.8, \frac{\pi}{2})]$. a) $FB = 1$ et b) $FB = 0.5$.

6.3.2 Performances

6.3.2.1 Résolution spatiale

Les figures 6.14 a) et b) présentent la résolution en fonction de la position radiale obtenue respectivement à partir du signal simulé pour un FB de 1 et un signal mesuré pour un FB de 0.5. Ces résultats montrent que la résolution est meilleure que celle obtenue par la configuration $16SU$ dans une petite zone (zone 1) délimitée par $(0.2 \leq r, \frac{\pi}{4} \leq \theta \leq \pi - \frac{\pi}{4})$. Dans cette zone, la résolution augmente rapidement avec la position radiale de l'inclusion; elle passe d'environ 25 % en $r = 0.2$ à 10 % en $r = 0.9$. La résolution dans cette zone est comparable à celle obtenue pour la configuration $15SA1P$ (figure 6.5). Cependant, à l'extérieur de la zone 1, la résolution est mauvaise comparativement à celle obtenue par les configurations $16SU$ et $15SA1P$; elle se situe entre 30 % et 40 %.

Comme pour la configuration $15SA1SP$, on a aussi reconstruit par simulation l'image de deux inclusions voisines qui se situent dans la partie antérieure près des électrodes en $(r1, \theta1) = (0.67, \pi/4)$ et $(r2, \theta2) = (0.67, \pi/2)$ (figure 6.13). On remarque une amélioration de la résolution par rapport à la configuration $15SA1SP$ (figure 6.6 a).

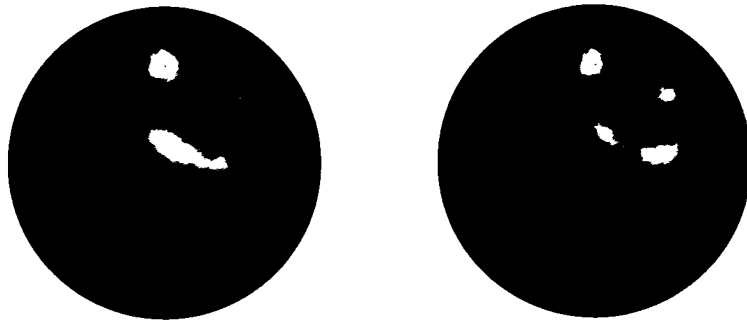


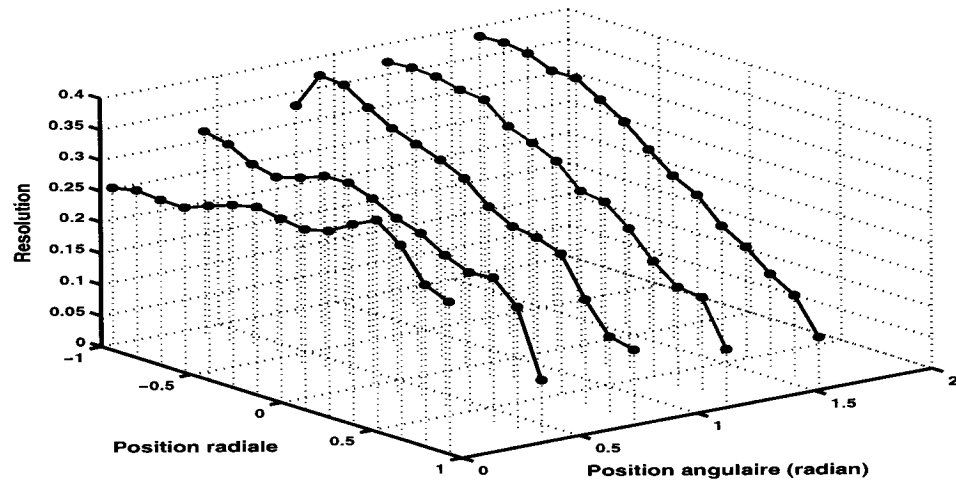
Figure 6.13 Configuration 16SA : analyse de la résolution avec deux inclusions voisines et un signal simulé avec un RSB de 30 dB; les inclusions sont en $(r_1, \theta_1) = (0.67, \pi/4)$ et $(r_2, \theta_2) = (0.67, \pi/2)$.

6.3.2.2 Erreur de position

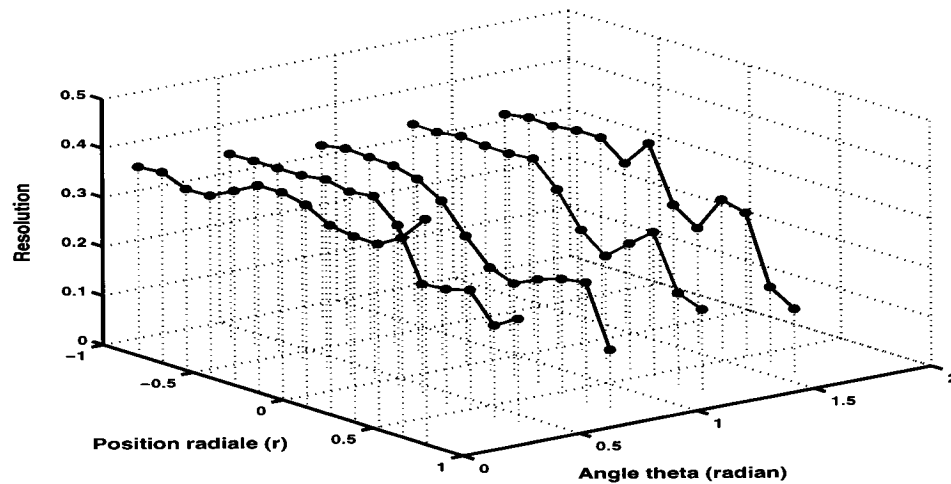
Les courbes d'erreur de position obtenues par simulation pour la configuration 16SA (figure 6.15 a) sont semblables à celles de la configuration 15SA1SP (figure 6.9 a). La valeur absolue de l'erreur de position est en général inférieure à 15% sur l'ensemble du milieu, sauf dans la zone délimitée par $(r_m \leq r, \frac{\pi}{4} \leq \theta \leq \pi - \frac{\pi}{4})$ où $r_m \leq -0.7$. Dans cette zone, l'erreur de position est supérieure à 20%. Par ailleurs, les résultats obtenus à partir du signal mesuré (figure 6.15 b) montrent que la valeur absolue de l'erreur de position est supérieure à 20% dans la région centrale délimitée par $|r| \leq 0.2$.

6.3.2.3 Changement de contraste

Les courbes du contraste estimé à partir du signal mesuré (figure 6.16) montrent que le changement de contraste maximal est de l'ordre de 500 pour un FB de 0.5. Il est donc 25 fois plus grand que celui obtenu dans le cas de la configuration 15SA1SP.

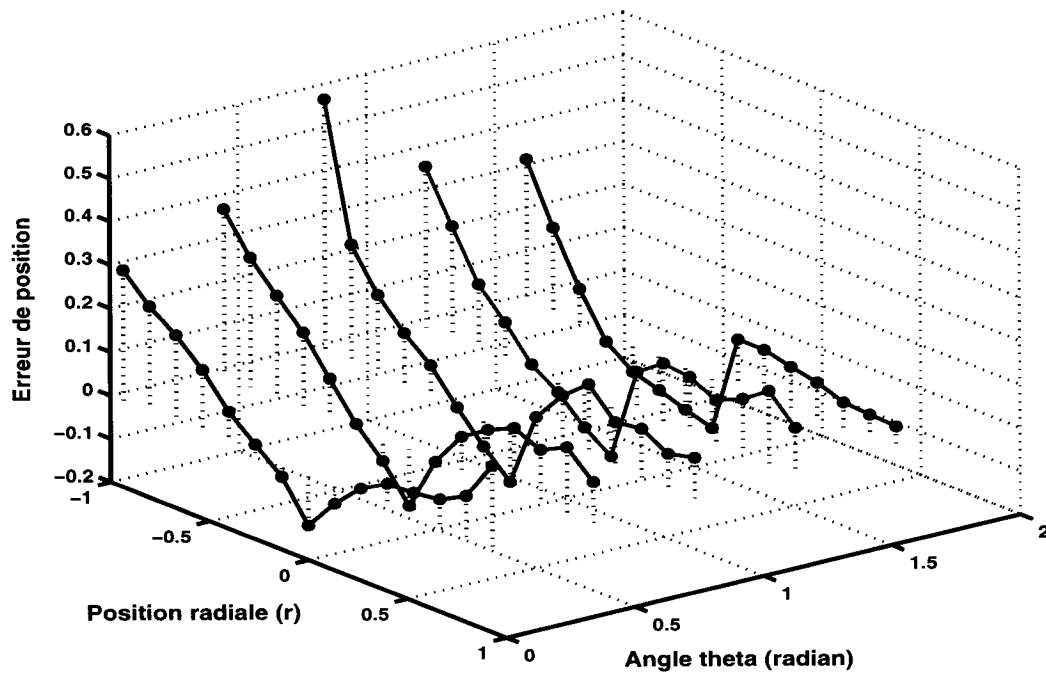


(a)

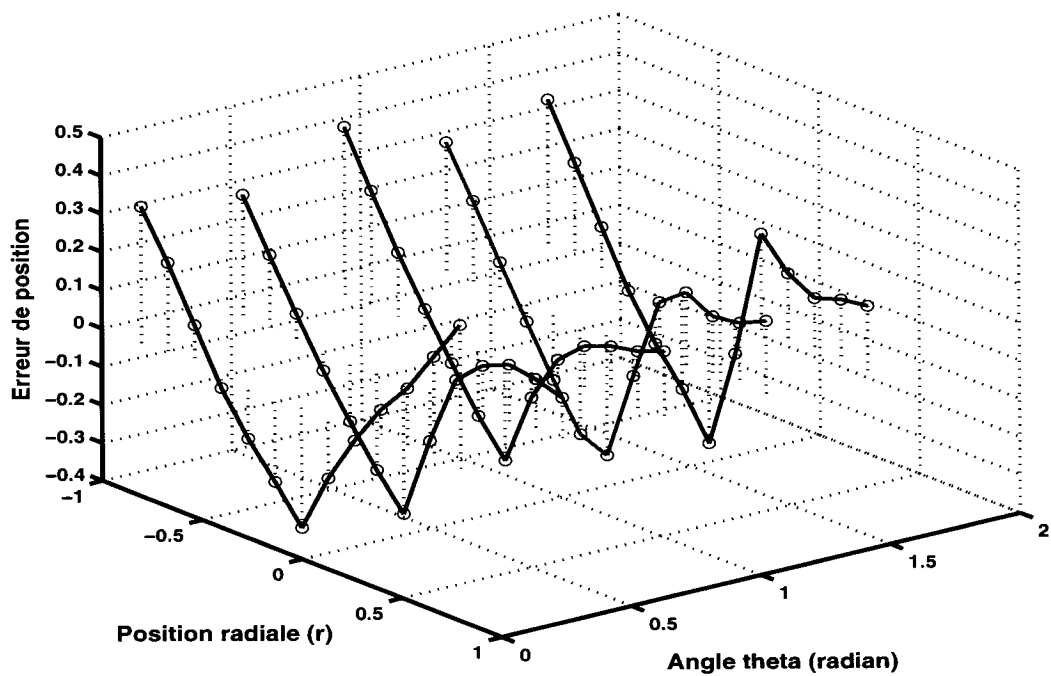


(b)

Figure 6.14 Configuration 16SA : résolution en fonction de la position radiale normalisée (r) et selon les directions $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$. a) signal simulé, $RSB = 30$ dB et $FB = 1$, et b) signal mesuré, $FB = 0.5$.



(a)



(b)

Figure 6.15 Configuration 16SA : erreur de position en fonction de la position radiale normalisée (r) et selon les directions $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$. a) signal simulé, $RSB = 30$ dB et $FB = 1$, et b) signal mesuré, $FB = 0.5$.

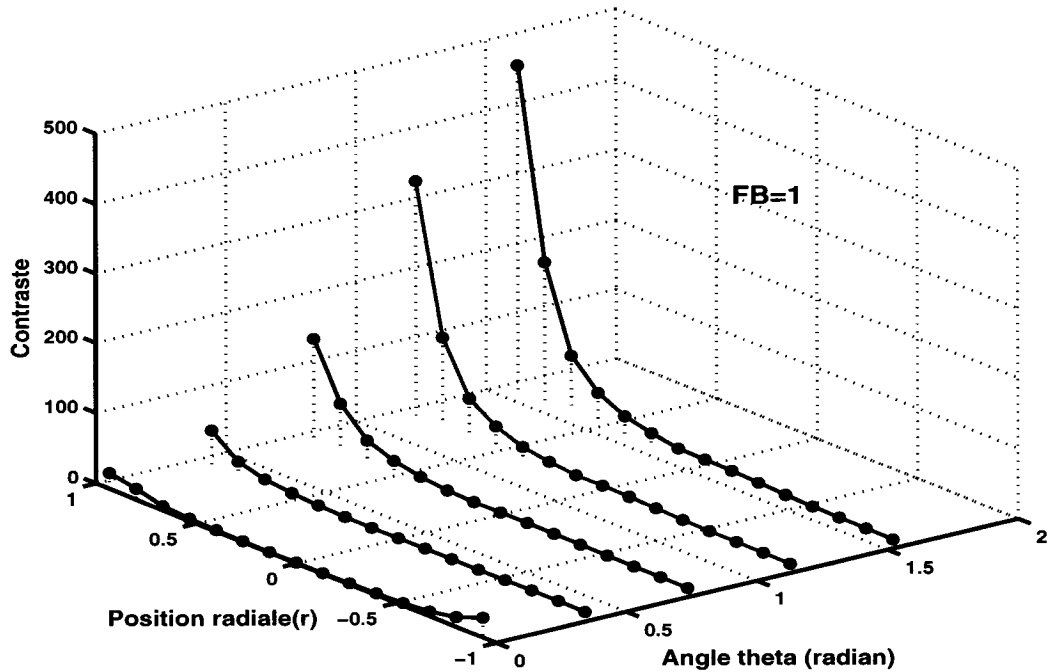


Figure 6.16 Configuration 16SA : contraste en fonction de la position radiale normalisée (r) selon les directions $\theta = [0; \frac{\pi}{8}; \frac{\pi}{4}; \frac{3*\pi}{8}; \frac{\pi}{2}]$, estimé à partir d'un signal mesuré, $FB = 0.5$.

6.4 Évaluation sur un modèle 2D du thorax

Comme dans le cas des configurations avec des électrodes oesophagiennes étudiées au chapitre précédent, on a effectué pour les configurations 15SA1SP et 16SA des simulations sur un modèle 2D du thorax (figure 5.16). La trame de référence a été calculée en attribuant une conductivité de 0.06 S/m aux deux poumons, de 0.3 S/m au coeur et de 0.025 S/m au reste du thorax. La deuxième trame a été calculée avec des conductivités de 0.12 S/m pour les poumons, de 0.15 S/m pour le coeur et de 0.025 S/m pour le reste.

Les figures 6.17 et 6.18 présentent les images reconstruites pour les configurations 15SA1SP et 16SA en utilisant un RSB de 30 dB et pour des FB de 1 et de 4. On constate que les deux poumons sont détectés sans déformation majeure de leur contour. Cependant, leurs frontières ne sont pas bien définies, surtout dans le cas de la configuration 16SA. Par comparaison, la frontière entre les deux poumons est nettement visible pour la configuration 16SU, surtout avec un FB de 4 (figure 6.19).

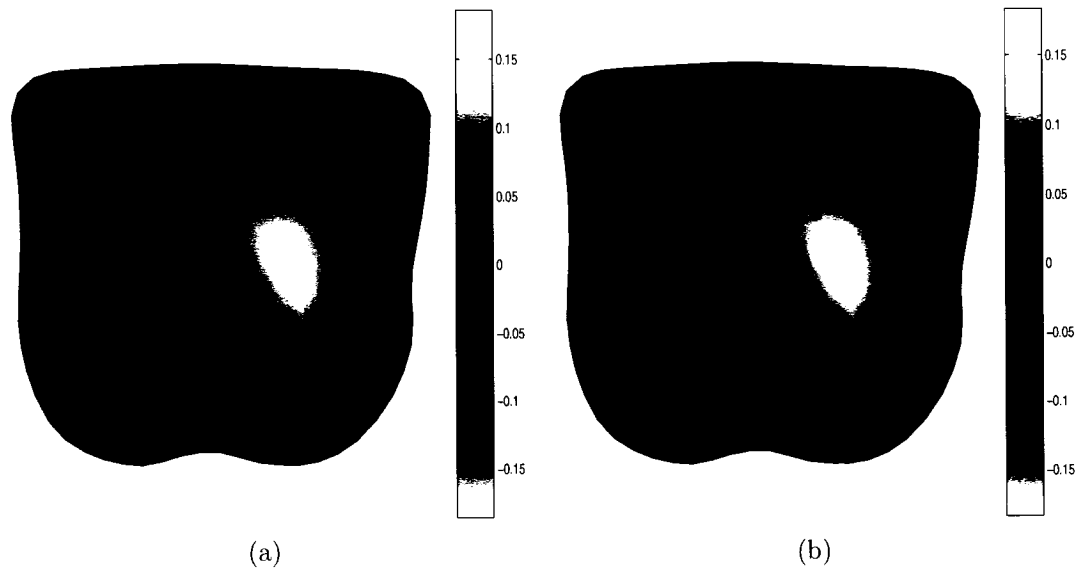


Figure 6.17 Configuration 15SA1SP : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax à partir d'un signal, avec un RSB de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

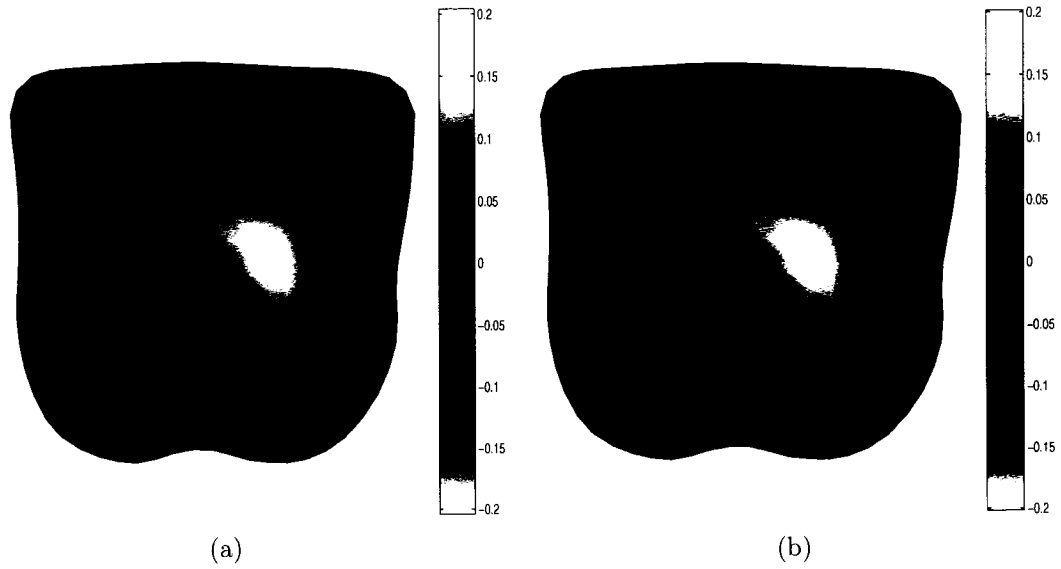


Figure 6.18 Configuration 16SA : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax à partir d'un signal, avec un RSB de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

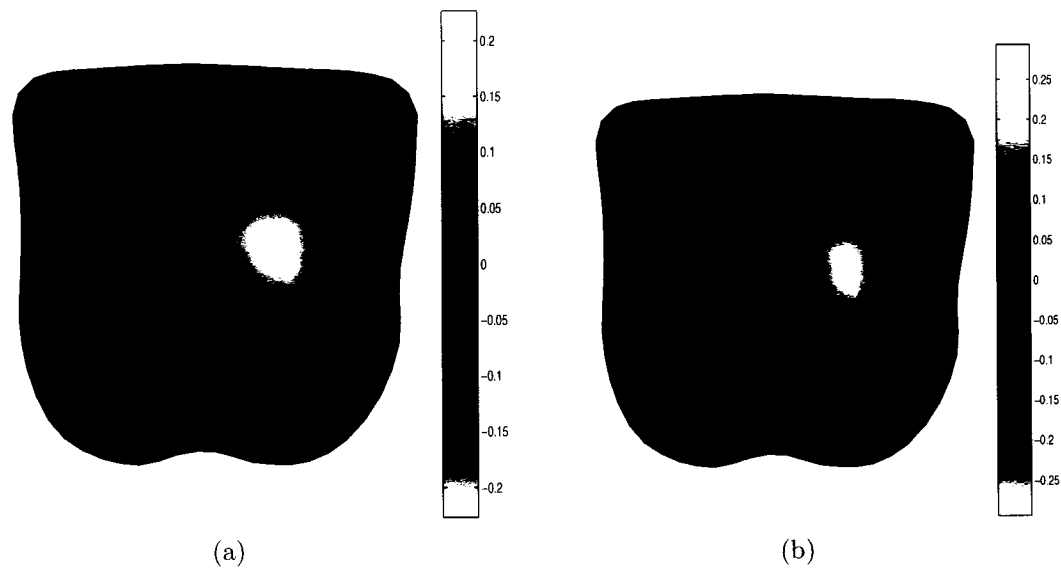


Figure 6.19 Configuration 16SU : images différentielles obtenues par simulation sur un modèle 2D du thorax à partir d'un signal, avec un RSB de 30 dB. a) $FB = 1$ et b) $FB = 4$.

6.5 Discussion

On a étudié dans ce chapitre deux configurations d'électrodes asymétriques : la configuration *15SA1SP*, utilisant 15 électrodes de surface sur la partie antérieure et une sur la partie postérieure du thorax, et la configuration *16SA* utilisant 16 électrodes de surface uniformément réparties sur la partie antérieure du thorax. On a évalué la stabilité des algorithmes de reconstruction et estimé les indicateurs de performances: la résolution, l'erreur de position et le changement de contraste de ces deux configurations à partir des données simulées et mesurées par le système TIE-4.

Les résultats obtenus permettent de conclure que :

- Pour la configuration *15SA1SP*, l'algorithme de reconstruction est stable, la résolution et l'erreur de position sont meilleures en comparaison de celles obtenues pour la configuration classique *16SU* sur la zone antérieure délimitée par $(0 \leq r, \theta_m \leq \theta \leq \pi - \theta_m)$ où $0 \leq \theta_m \leq \frac{\pi}{8}$. En dehors de cette zone, ces paramètres se dégradent mais les valeurs obtenues restent comparables à celles de la configuration *16SU* au centre du milieu étudié. Le changement de contraste entre la zone la moins sensible et la zone la plus sensible est relativement grand dans le cas de la configuration *15SA1SP*. Ceci pourrait sous-estimer les paramètres physiologiques de la zone postérieure du thorax calculés à partir des images de TIE. Ainsi, il faudrait modifier l'algorithme de reconstruction pour amplifier

le changement de conductivité dans la zone moins sensible.

- Pour la configuration *16SA*, la résolution et l'erreur de position se dégradent considérablement sur une large zone comparativement à celles obtenues pour la configuration *16SU*. Le changement de contraste maximum obtenu pour cette configuration est très grand. Cette configuration serait donc mal adaptée à l'exploration thoracique où le changement de conductivité s'étend sur une large zone, mais pourrait être utile pour des applications où le changement de conductivité est local comme dans la détection du cancer du sein.

CONCLUSION

Plusieurs groupes de recherche à travers le monde travaillent actuellement au développement de la TIE. La littérature abondante et le volume annuel de nouvelles publications démontrent un intérêt soutenu pour cette technique. Les recherches s'articulent principalement selon trois axes : les systèmes d'acquisition de données, les algorithmes de reconstruction d'images et les études *in vivo* de portée limitée (petits groupes de normaux et de patients) visant à évaluer d'éventuelles applications cliniques de cette technique.

Notre projet de maîtrise aborde un aspect de la TIE peu traité dans la littérature : l'influence de la disposition physique des électrodes sur les propriétés des images reconstruites. Nous avons étudié et comparé cinq configurations d'électrodes :

- La configuration classique : 16 électrodes de surface uniformément réparties autour du thorax (16SU). Cette configuration a servi de base de comparaison.
- Deux configurations asymétriques d'électrodes de surface : 1) 15 électrodes sur la partie antérieure et une sur la partie postérieure du thorax (15SA1SP) et 2) 16 électrodes sur la partie antérieure, postérieure, ou autre partie du thorax (16SA).
- Deux configurations mixtes : 1) une électrode oesophagienne et 15 électrodes

de surface uniformément distribuées autour du thorax (15SU1OES) et 2) quatre électrodes oesophagiennes et 12 de surface (12SU4OES).

Pour chaque configuration, il a fallu effectuer les opérations suivantes :

1. Calculer la matrice de sensibilité \mathbf{H} qui définit la relation linéaire entre les différences de potentiel mesurées et le changement de conductivité, en utilisant un modèle cylindrique et un modèle $2D$ du thorax. Pour améliorer la précision des coefficients de cette matrice, nous avons implanté une technique de calcul à double maillage : un premier maillage grossier utilisé pour la reconstruction d'images et un maillage fin, obtenu du premier, utilisé pour résoudre le problème direct. Pour le calcul de la matrice \mathbf{H} , les potentiels sont calculés aux noeuds du maillage fin et les valeurs aux noeuds correspondant à ceux du maillage grossier sont ensuite transposées à ce maillage. Nous avons également modifié la technique habituelle de calcul de \mathbf{H} en utilisant une solution particulière du problème direct au lieu du calcul de l'inverse de la matrice d'admittance \mathbf{Y}^{-1} par des fonctions *ad hoc*. Cette approche permet d'utiliser les algorithmes itératifs et multigrilles implantés dans FEMLAB^{MD} et de bénéficier ainsi de l'excellente documentation de ces algorithmes et des améliorations qui leur seront apportées dans le futur.
2. Simuler avec FEMLAB^{MD} des trames de mesures de TIE sur un modèle cylindrique du thorax. Les trames ont été calculées pour un milieu homogène (trame

de référence) et pour un milieu comprenant des perturbations ponctuelles de conductivité. Du bruit blanc de moyenne nulle a été ajouté aux mesures pour simuler le bruit intrinsèque au système de TIE.

3. Déterminer la matrice \mathbf{R}_C^{-1} et le paramètre de régularisation de l'estimateur MAP et reconstruire des images différentielles pour chaque paire de trames calculée avec et sans perturbation de conductivité.
4. Analyser la stabilité des reconstructions et calculer trois indicateurs de performance : la résolution spatiale, l'erreur de position de la perturbation et le changement de contraste.
5. Évaluer l'applicabilité des diverses configurations d'électrodes au monitoring cardio-respiratoire, en utilisant des trames de mesures calculées avec un modèle 2D représentant une section de thorax humain.

Résultats

Pour les configurations asymétriques et classique, nous avons comparé les images reconstruites avec des données simulées aux images reconstruites avec des mesures effectuées avec le système TIE-4 sur un bassin cylindrique rempli de salin. Le système de TIE virtuel servant aux simulations était basé sur les caractéristiques du système réel TIE-4 : même nombre d'électrodes, même séquence d'acquisition et rapport signal sur bruit réaliste. En général, les résultats de ces comparaisons concordent.

Toutefois, pour la configuration 16SA, il a fallu ajuster le paramètre de régularisation pour obtenir des images acceptables à partir des trames mesurées avec le système TIE- 4. Cet ajustement nous suggère que certaines imperfections du système TIE-4 ne sont pas représentées adéquatement par le simple ajout de bruit blanc aux données simulées.

Les simulations avec les configurations asymétriques permettent de tirer les conclusions suivantes :

- La configuration 15SA1SP, comparativement à la configuration classique 16SU, permet d'améliorer la résolution spatiale et de réduire l'erreur de position dans la partie antérieure du thorax où sont concentrées les électrodes. En dehors de cette zone, la configuration 16SU est plus avantageuse.
- Le rapport entre le contraste maximum et minimum est deux fois plus grand pour la configuration 15SA1SP que pour la configuration 16SU. Ceci pourrait introduire des erreurs importantes si l'on voulait estimer des paramètres physiologiques (par exemple un changement local de volume pulmonaire) à partir des images de TIE. Par contre, la configuration 15SA1SP est avantageuse du point de vue du confort du patient puisqu'elle ne comporte qu'une seule électrode dans le dos.
- La résolution et l'erreur de position pour la configuration 16SA sont inférieures à celles de la configuration 16SU dans une très large zone. De plus, le rapport entre

le contraste maximum et minimum est très grand. La configuration 16SA ne serait donc pas appropriée au monitoring respiratoire puisque la sensibilité aux variations de volume pulmonaire serait très inégale. Par contre, elle pourrait améliorer la sensibilité aux variations de volume sanguin dans les chambres cardiaques à condition de réduire celles dues à la respiration par un dispositif qui synchroniserait l'acquisition de données sur le signal d'un capteur de respiration (par exemple, un thermistor placé sous le nez).

Les résultats des simulations avec les configurations mixtes d'électrodes de surface et oesophagiennes peuvent se résumer comme suit :

- Les configurations mixtes peuvent donner lieu à une instabilité dans la reconstruction d'images en raison de la très grande plage dynamique des différences de potentiel mesurées. Le rapport entre la plus grande et la plus petite différence de potentiel mesurée est de l'ordre de 10^3 . L'instabilité est accentuée lorsqu'on utilise une matrice de sensibilité normalisée.
- Les configurations mixtes, comparativement à la configuration classique 16SU, permettent d'obtenir une amélioration des trois indicateurs de performance de reconstruction.
- Les performances de la configuration 12SU4OES sont nettement supérieures à celles de la configuration 15SU1OES.

Le tableau 6.1 présente un résumé des performances obtenues pour les configurations étudiées par rapport à la configuration classique 16SU.

Tableau 6.1 Résumé des performances des configurations étudiés. Les valeurs indiquées sont obtenues à partir du signal simulé sur un bassin de salin en utilisant un FB de 1.

Configurations	Caractéristiques	Indications
16SU (référence)	Résolution : BR minimum = 15%, maximum = 28%	BR : blur radius
	Erreur de position maximum = 22%	
	Contraste maximum = 5.6	
12SU4OES	Résolution : nette amélioration au centre, faible détérioration à la frontière BR minimum = 17%, maximum = 24%	
	Erreur de position : comparable, maximum = 24%	
	Contraste : amélioration, maximum = 4.6	
15SU1OES	Résolution : amélioration, BR minimum = 15%, maximum = 24%	
	Erreur de position : nette amélioration maximum = 13%	
	Contraste : nette amélioration, maximum = 2.3	
15SA1SP	Résolution : nette amélioration sur la zone Z1, faible détérioration à l'extérieur de Z1, BR minimum = 7%, maximum = 33%	zone Z1 antérieure près des électrodes
	Erreur de position : comparable	
	Contraste : détérioration, maximum = 25	
16SA	Résolution : nette amélioration sur la zone Z1, grande détérioration à l'extérieur de Z1	Z1 étroite en comparaison avec 15SA1SP
	BR minimum = 7%, maximum = 40%	
	Erreur de position : comparable	
	Contraste : grande détérioration, maximum = 500	

Travaux futurs

Ce projet de maîtrise a permis de développer un ensemble d'applications FEMLAB^{MD} pour simuler la formation d'images de TIE. L'ensemble comprend des modules pour :

1) définir le modèle géométrique, 2) calculer les matrices de sensibilité et de reconstruction, 3) calculer des trames de mesures, 4) reconstruire des images et 5) traiter les images pour calculer des indicateurs de performance. Nous croyons qu'un usager possédant des rudiments de FEMLAB^{MD} peut utiliser directement ou adapter ces modules pour effectuer, en une ou deux semaines, l'étude d'une nouvelle configuration d'électrodes. Cet ensemble peut évidemment servir de point de départ à de nouveaux projets. Nous décrivons brièvement deux développements qui s'inscriraient dans la continuité de notre projet :

1. Développer un modèle numérique 3D du thorax humain et réévaluer les configurations d'électrodes décrites dans ce mémoire avec ce modèle. Nous avons utilisé pour notre projet un modèle cylindrique du thorax afin de comparer les résultats des simulations à ceux obtenus avec des mesures réelles effectuées sur un bassin cylindrique rempli de salin. Bien que justifiable pour une étude exploratoire, cette approche ne tenait pas compte des effets de la géométrie irrégulière du thorax et de la présence d'inhomogénéités représentant les principaux organes (coeur, poumons, foie, etc.). Un modèle réaliste du thorax permettrait de confirmer les conclusions en comparant les cinq configurations d'électrodes. Ce modèle permettrait également d'étudier de nouvelles configurations où les électrodes ne sont pas situées sur un même plan.
2. Développer l'instrumentation adaptée aux configurations mixtes. Les trames

de mesures calculées avec les configurations mixtes d'électrodes de surface et oesophagiennes ont une plage dynamique de l'ordre 10^3 . Il nous a été impossible de valider expérimentalement les résultats de ces simulations, puisque le système de TIE dont nous disposons n'a pas une plage dynamique suffisante. Pour utiliser ces configurations mixtes, il sera nécessaire de développer un module d'électrodes actives dont le gain de tension des canaux peut être changé à chaque mesure.

Perspectives d'implantation clinique de la TIE

Malgré des progrès techniques substantiels et l'identification de créneaux d'application très prometteurs, d'importants obstacles devront être surmontés avant que la TIE ne soit acceptée dans la pratique médicale. Le principal obstacle est, à notre avis, la perception erronée mais assez répandue dans le milieu clinique que la TIE pourrait concurrencer des modalités d'imagerie comme la résonance magnétique, la tomodesitométrie et l'ultrasonographie. Par conséquent, il faut d'abord corriger les attentes du milieu clinique vis-à-vis de cette technique. La résolution spatiale des images de TIE est faible comparativement aux autres modalités. Des développements technologiques pourraient améliorer la qualité des images, mais les gains seront sans doute modestes. Il faut ensuite développer des applications cliniques où les atouts réels de la TIE sont mis à profit : son innocuité, sa rapidité de fonctionnement (permettant l'imagerie temps-réel), la portabilité des systèmes, leur faible coût d'achat et

d'opération, etc. Ces applications seront vraisemblablement des formes d'imagerie fonctionnelle (par opposition à anatomique) à l'aide desquelles on pourra étudier certaines fonctions physiologiques (p.ex. la ventilation et la perfusion pulmonaire, la vidange gastrique, etc.) et extraire des paramètres qui caractérisent le processus normal et qui permettront éventuellement la détection d'anomalies.

BIBLIOGRAPHIE

- ADLER, A. (1995). *Measurement of Pulmonary Function with Electrical Impedance Tomography*. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.
- ADLER, A. et GUARDO, R. (1996). Electrical Impedance Tomography: Regularized Imaging and Contrast Detection. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(2):170–179.
- ADLER, A., GUARDO, R. et SHAW, G. (1993). Image Reconstruction in Electrical Impedance Tomography: A Neural Network Approach. In *Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, pages 269–270.
- AVILL, R., MANGNALL, Y. F., BIRD, B. H., BROWN, B. H., BARBER, D. C., SEAGER, A. D., JOHNSON, A. G. et READ, N. W. (1987). Applied Potential Tomography: A new Non-invasive Technique for Assessing Gastric Emptying. *Gastroenterology*, 92:1019–1026.
- AVIS, N. J. et BARBER, D. C. (1994). Image Reconstruction Using Non-Adjacent Drive Configurations. *Physiological Measurement*, 15(Supplément A):A153–A160.
- AVIS, N. J. et BARBER, D. C. A. (1995). Incorporating a priori Information into the Sheffield Filtered Backprojection Algorithm. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 16:A111–A122.

- BARBER, D. C. et BROWN, B. H. (1985). Recent Developments in Applied Potential Tomography - APT. *Information Processing in Medical Imaging*, pages 106–121.
- BARBER, D. C. et BROWN, B. H. (1988). Errors in Reconstruction of Resistivity Images Using a Linear Reconstruction Technique. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 9(Supplément A):101–104.
- BARBER, D. C. et BROWN, B. H. (1990). Reconstruction of Impedance Images Using Filtered Back-Projection. In *Proceedings of a Meeting on Electrical Impedance Tomography of the European Community Concerted Action on Electrical Impedance Tomography, Copenhagen*, pages 1–8.
- BELALCAZAR, A. et PATTERSON, R. P. (2004). Improved Lung Edema Monitoring with Coronary Vein Pacing Leads: a Simulation Study. *Physiological Measurement*, 25:475–487.
- BOONE, K., LEWIS, A. M. et HOLDER, D. S. (1994). Imaging of Cortical Spreading Depression by EIT: Implications for Localization of Epileptic Foci. *Physiological Measurement*, 15:A189–A198.
- BORSIC, A. (2002). *Regularisation Methods for Imaging from Electrical Measurements*. Thèse de doctorat, Oxford Brookes University.
- BORSIC, A., LIONHEART, W. R. B. et MCLEOD, C. N. (2002). Generation of Anisotropic-Smoothness Regularization Filters for EIT. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(6):579–587.

- BRANDSTATTER, B., HOLLAUS, K., HUTTEN, H., MAYER, M., MERWA, R. et SCHARFETTER, H. (2003). Direct Estimation of Cole Parameters in Multi-frequency EIT Using a Regularized Gauss-Newton Method. *Physiological Measurement*, 24:437–448.
- BROWN, B. H., BARBER, D. C., LEATHARD, A. D., LU, L., WANG, W., SMALLWOOD, R. H. et WILSON, A. J. (1994). High Frequency EIT Data Collection and Parametric Imaging. *Innovation and Technology in Biology and Medicine*, 15(Supplément 1):1–8.
- BROWN, B. H., BARBER, D. C. et SEAGAR, A. D. (1985). Applied Potential Tomography : Possible Clinical Applications. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 6:109–121.
- BROWN, B. H., LEATHARD, A. D., LU, L., WANG, W. et HAMPSHIRE, A. (1995). Measured and Expected Cole Parameters from Electrical Impedance Tomographic Spectroscopy Images of the Human Thorax. *Physiological Measurement*, 16(Supplément A):A57–A67.
- CASAS, O., BRAGÓ S, R., RIU, P. J. et ROSELL, J. (2000). Algorithms for Parametric Images in MEIT Systems. *Physiological Measurement*, 21(1):35–43.
- CHENEY, M., ISAACSON, D., NEWELL, J. C., SIMSKE, S. et GOBLE, J. (1990). NOSER: An Algorithm for Solving the Inverse Conductivity Problem. *International Journal Imaging Systems and Technology*, 2:66–75.

- CHERPENIN, V., KARPOV, A., KORJENEVSKY, A., KORNIENTO, V., KULTIASOV, Y., MAZALETSKAYA, A. et D., M. (2002). Preliminary Static EIT Images of the Thorax in Health and Disease. *Physiological Measurement*, 23:33–41.
- CHERPENIN, V., KARPOV, A., KORJENEVSKY, A., KORNIENTO, V., MAZALETSKAYA, A., D., M. et MEISTER, D. (2001). A 3D Electrical Impedance Tomography EIT System for Breast Cancer Detection. *Physiological Measurement*, 22:9–18.
- CLAY, M. T. et FERREE, T. C. (2002). Weighted Regularization in Electrical Impedance Tomography With Applications to Acute Cerebral Stroke. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(6):629–637.
- COOK, R. D., SAULNIER, G. J., GISSER, D. G., GOBLE, J. C., NEWELL, J. C. et ISAACSON, D. (1994). ACT3: A High-Speed, High-Precision Electrical Impedance Tomograph. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41(8):713–722.
- COULOMBE, C. (2003). Détermination Quantitative de la Ventilation Pulmonaire par Tomographie d'Impédance Électrique. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- DE MUNCK, J. C., FAES, T. J. C. et HEETHAAR, R. M. (2000). The Boundary Element Method in Forward and Inverse Problem of Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47:792–800.

- DONG, G. Y., ENDO, H., HAYANO, S., GAO, S. K. et SAITO, Y. A. (2003). GVSPM for Reconstruction in Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Magnetics*, 39:1630–1633.
- EDIC, P. M., SAULNIER, G. J., NEWELL, J. C. et ISAACSON, D. (1995). A Real-Time Electrical Impedance Tomograph. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(9):849–859.
- EYUBOUGLU, B. M. et BROWN, B. H. (1988). Methods of Cardiac Gating Applied to Potential Tomography. *Physiological Measurement*, 9:43–48.
- FEMLAB (2002). *Reference Guide*. Femlab 2.3.
- FOREST, L. (2005). Reconstruction Tridimensionnelle de la Distribution de Conductivité Électrique du Thorax: Instrumentation et Algorithmes. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- FORTIN, A. et GARON, A. (2000). *Les éléments finis: de la théorie à la pratique*. École Polytechnique de Montréal.
- FOSTER, K. et SCHWAN, H. (1986). Dielectric Properties of Tissues. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, pages 27–96.
- FRERICHS, I. (2000). Electrical Impedance Tomography (EIT) in Applications Related to Lung and Ventilation : a Review of Experimental and Clinical Activities. *Physiological Measurement*, 21:R1–R21.

- FRERICHS, I., HINZ, J., HERRMANN, P., WEISSER, G., HAHN, G., QUINTEL, M. et HELLIGE, G. (2002). Regional Lung Perfusion as Determined by Electrical Impedance Tomography in Comparison With Electron Beam CT Imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(8):646–652.
- FRERICHS, I., SCHIFFMAN, H., HAHN, G. et HELLIGE, G. (2001). Non-Invasive Radiation-Free Monitoring of Regional Lung Ventilation in Critically Ill Infants. *Intensive Care Medicine*, 27:1385–1394.
- GABRIEL, S., LAU, R. et GABRIEL, C. (1996). The Dielectric Properties of Biological Tissues : II. Measurements in the Frequency Range 10 Hz to 20 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 41:2251–2269.
- GAGNON, H. (2003). *Évaluation de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique*. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.
- GALATSANOS, N. P. et KATSAGGELOS, A. K. (1992). Methods for Choosing the Regularization Parameter and Estimating the Noise Variance in Image Restoration and their Relation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 1(3):322–336.
- GESELOWITZ, D. B. (1971). Application of Electrocardiographic Lead Theory to Impedance Plethysmography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 18:38–41.
- GILLAND, D. R., JASZCZAK, R. J. et TURKINGTON, T. G. (1998). Comparai-

- son of Transmission Acquisition Approaches for SPECT Nonuniform Attenuation Compensation. *IEEE Transactions Nuclear Science*, 45(3):1244–1249.
- GORODNITSKY, I. F., GEORGE, J. S. et RAO, B. D. (1995). Neuromagnetic Source Imaging with FOCUSS: a Recursive Weighted Minimum Norm Algorithm. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 95:231–251.
- GRIFFITHS, H. et AHMED, A. (1987). Applied Potential Tomography for Non-Invasive Temperature Mapping in Hyperthermia. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 8(Supplément A):147–153.
- GUARDO, R., BOULAY, C., MURRAY, B. et BERTRAND, M. (1991). An Experimental Study in Electrical Impedance Tomography Using Backprojection Reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(7):617–627.
- HAMPSHIRE, A., SMALLWOOD, R. H., BROWN, B. H., MARVEN, S. et PRIMHAK, R. A. (1995a). Modelling Cole-Cole Parameters of Neonatal Lungs. *Innovation and Technology in Biology and Medicine*, 16(6):736–737.
- HAMPSHIRE, A., SMALLWOOD, R. H., BROWN, B. H. et PRIMHAK, R. A. (1995b). Multifrequency and Parametric EIT Images of Neonatal Lungs. *Physiological Measurement*, 16(Supplément A):A175–A189.
- HOLDER, D. S. (1992a). Detection of Cortical Spreading Depression in the Anaesthetised Rat by Impedance Measurement with Scalp Electrodes: Implications for

- Non-invasive Imaging of the Brain with Electrical Impedance Tomography. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 13:77–86.
- HOLDER, D. S. (1992b). Electrical Impedance Tomography with Cortical or Scalp Electrodes during Global Cerebral Ischemia in the Anaesthetised Rat. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 13:87–98.
- HOLDER, D. S., BOONE, K. et CUSICK, G. (1994). Specifications for an Electric Impedance Tomograph for Imaging Epilepsy in Ambulatory Human Subjects. *Innovation and Technology in Biology and Medicine*, 15(Supplément 1):24–32.
- HOLDER, D. S., RAO, A. et HANQUAN, Y. (1996). Imaging of Physiologically Evoked Responses by Electrical Impedance Tomography with Cortical Electrodes in the Anaesthetised Rabbit. *Physiological Measurement*, 17(Supplément A):A179–A186.
- HUA, A., WEBSTER, J. et THOMPSON, W. (1988). A Regularised Electrical Impedance Tomography Reconstruction Algorithm. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 9(Supplément A):137–144.
- ISAACSON, D. (1986). Distinguishability of Conductivities by Electric Current Computerized Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 5(2):91–95.
- JASPARD, F. et NADI, M. (2002). Dielectric Properties of Blood : an Investigation of Temperature Dependence. *Physiological Measurement*, 23:547–554.

- JOSSINET, J. et TRILLAUD, C. (1990). A High Contrast Dual-Frequency Multi-Electrode System for Electrical Impedance Tomography. In *Proceedings of a Meeting on Electrical Impedance Tomography of the European Community Concerted Action on Electrical Impedance Tomography, Copenhagen*, pages 144–149.
- JOSSINET, J. et TRILLAUD, C. (1992). Technical Improvement of a Dual Frequency EIT Tomograph for Bioelectrical Tissue Characterization. In *Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, page 1712.
- KERNER, T. E., HARTOV, A., SOHO, S. K., POPLACK, S. P. et PAULSEN, K. D. (2002a). Imaging the Breast with EIS: an Initial Study of Exam Consistency. *Physiological Measurement*, 23:221–236.
- KERNER, T. E., PAULSEN, K. D., HARTOV, A., SOHO, S. K. et POPLACK, S. P. (2002b). Electrical Impedance Spectroscopy of the Breast: Clinical Imaging Results in 26 Subjects. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(4):638–645.
- LIONHEART, W. R. B. (2004). EIT Reconstruction Algorithms : Pitfalls, Challenges and Recent Developments. *Physiological Measurement*, 25:125–142.
- MANGNALL, Y. F. BAXTER, A. J., AVILL, R., BIRD, B. H., BROWN, B. H., BARBER, D. C., SEAGER, A. D., JOHNSON, A. G. et READ, N. W. (87). Applied Potential Tomography: A new Non-invasive Technique for Assessing Gastric

- Function. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 8(Supplément A):119–129.
- McLEOD, C. N., W., D. C., LIDGEY, F. J., LIONHEART, W. R. B., PAULSON, K. S., PIDCOCK, M. K. et SHI, Y. (1996). High Speed In Vivo Chest Imaging with Oxbact III. In *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, pages 770–771.
- METHERALL, P. (1998). *Three Dimensional Electrical Impedance Tomography of the Human Thorax*. Thèse de doctorat, University of Sheffield.
- METHERALL, P., BARBER, D. C., SMALLWOOD, R. H. et BROWN, B. H. (1996). Three Dimensional Electrical Impedance Tomography. *Nature*, 380:509–512.
- MOLINARI, M., COX, S. J., BLOTT, B. H. et DANIELL, G. J. (2001). Adaptive Mesh Refinement Techniques for Electrical Impedance Tomography. *Physiological Measurement*, 22:91–96.
- MORUCCI, J. P., GRANIÉ, M., LEI, M., CHABERT, M. et MARSILI, P. M. (1995). 3D Reconstruction in Electrical Impedance Using a Direct Sensitivity Matrix Approach. *Physiological Measurement*, 16(3A):A123–A128.
- MORUCCI, J. P. et MARSILI, P. M. (1996). Biomedical Impedance Techniques in Medicine, Part III: Impedance Imaging, Second Section: Reconstruction Algorithms. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 24(4–6):599–654.

- NEWELL, J. C., EDIC, P. M., REN, X., LARSON-WISEMAN, J. L. et DANYLEIKO, M. D. (1996). Assessment of Acute Pulmonary Edema in Dogs by Electrical Impedance Imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(2):133–138.
- NOBLE, T. J., HARRIS, A. H., MORICE, A. H., MILNES, P. et BROWN, B. H. (2000). Diuretic Induced Change in Lung Water Assessed by Electrical Impedance Tomography. *Physiological Measurement*, 21:155–163.
- NOORDEGRAAF, A. V. (1998). *Imaging of the Heart and Pulmonary Circulation by means of Electrical Impedance Tomography and Magnetic Resonance Imaging*. Thèse de doctorat, University Hospital Vrije Universiteit, Amsterdam, The Netherlands.
- NOPP, P., HARRIS, N. D., ZHAO, T. X. et BROWN, B. H. (1997). Model for the Dielectric Properties of Human Lung Tissue against Frequency and Air Content. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 35:695–702.
- NOPP, P., RAPP, E., PFÜTZNER, E., NAKESCH, H. et RUHSAM, C. (1993). Dielectric Properties of Lung Tissue as a Function of Air Content. *Physics in Medicine and Biology*, 38:699–716.
- OSTERMAN, K. S., KERNER, T. E., D B WILLIAMS, D. B., HARTOV, A., POPLACK, S. P. et PAULSEN, K. D. (2000). Multifrequency Electrical Impedance

- Imaging: Preliminary in Vivo Experience in Breast. *Physiological Measurement*, pages 99–109.
- OSYPKA, M. et GERSING, E. (1994). Parallel Signal Processing and Multi-Electrode Current Feeding in a Multi-Frequency EIT-System. *Innovation and Technology in Biology and Medicine*, 15(Supplément 1):56–61.
- PATTERSON, R. P. et ZHANG, J. (2003). Evaluation of an EIT Reconstruction Algorithm Using Finite Difference Human Thorax Models as Phantoms. *Physiological Measurement*, 24:467–475.
- POLYDORIDES, N., LIOHEART, W. R. B. et MCCANN, H. (2002). Krylov Subspace Iterative Techniques: On the Detection of Brain Activity with Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Imaging*, 21:596–603.
- RABBANI, K. S. et KABIR, A. (1991). Studies on the Effect of the Third Dimension on a Two-dimensional Electrical Impedance Tomography System. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 12(4):393–402.
- REEVES, J. R. et MERSEREAU, R. M. (1992). Blur Identification by the Method of Generalized Cross-Validation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 1(3):301–311.
- RIGAUD, B. et MORUCCI, J. P. (1996). Biomedical Impedance Techniques in Medicine, Part III: Impedance Imaging, First Section: General Concepts and Hardware. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 24(4–6):467–597.

- RIGAUD, B., MORUCCI, J. P. et CHAUVEAU, N. (1996). Biomedical Impedance Techniques in Medicine, Part I: Bioimpedance Measurement, Second Section: Impedance Spectrometry. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 24(4-6):257-351.
- RIU, P. J., ROSELL, J., LOZANO, A. et PALLÀS-ARENY, R. (1995). Multi-Frequency Static Imaging in Electrical Impedance Tomography: Part 1 Instrumentation Requirements. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 33:784-792.
- ROMAIN, L. (2000). Conception et Optimisation d'un Cathéter avec Électrode Oesophagienne Sélective à l'EMGdi et deux Capteurs de Pression. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- SARKER, S. A. MAHALANABIS, D., BARDHAN, P. K., ALAM, N. H., RABBANI, K. S., KIBER, A., HASSAN, M., ISLAM, S., FUCHS, G. J. et GYR, M. (97). Assessment of Gastric Acid Secretion in Man. Application of Electrical Impedance Tomography (EIT). *Digestive Diseases and Sciences*, 8(Supplément A):1804-1809.
- SCHUESSLER, T. F. et BATES, J. H. T. (1994). Utility of an Oesophageal Reference Electrode for Thoracic Electrical Impedance Tomography. In *Proceedings of Conference of the Canadian Medical and Biological Engineering Society, Vancouver, Canada*, 20:10-11.
- SERRANO, R. S., DE LEMA, B. D., CASAS, O., FEIXAS, T., CALAF, N., CAMACHO, V., CARRIÓ, I., CASAN, P., SANCHIS, J. et RIU, P. J. (2002). Use

- of Electrical Impedance Tomography (EIT) for the Assessment of the Unilateral Pulmonary Function. *Physiological Measurement*, 23:211–220.
- SERRANO, R. S., RIU, P. J., LEMA, B. D. et CASAN, P. (2004). Assessment of the Unilateral Pulmonary Function by means of Electrical Impedance Tomography Using a Reduced Electrode Set. *Physiological Measurement*, 25:803–813.
- SMIT, H. J., HANDOKO, M. L., VON NOORDERGRAAF, A., FAES, T. J. C., POSTMUS, P. E., DE VRIES, P. M. J. M. et BOONSTRA, A. (2003). Electrical Impedance Tomography to Measure Pulmonary Perfusion: is the Reproducibility high enough for Clinical Practice ? *Physiological Measurement*, 24:491–499.
- SMIT, H. J., NOORDERGRAAF, A. V., ROELEVELD, R. J., BRONZWAER, J. G. F., POSTMUS, P. E., DE VRIES, P. M. J. M. et BOONSTRA, A. (2002). Epoprostenol-induced Pulmonary Vasodilation in Patients with Pulmonary Hypertension Measured by Electrical Impedance Tomography. *Physiological Measurement*, 23:237–243.
- SONI, N. K., HARTOV, A., KOGEL, C., POPLACK, S. P. et D., P. K. (2004). Multi-Frequency Electrical Impedance Tomography of the Breast : New Clinical Results. *Physiological Measurement*, 25:301–314.
- TANG, M., WANG, W., WHEELER, J., MCCORMICK, M. et DNG, X. (2002). The Number of Electrodes and Basis Functions in EIT Image Reconstruction. *Physiological Measurement*, 23:129–140.

- TIDSWELL, A. T., BAGSHAW, A. P., HOLDER, D. S., YORKEY, T. J., EADIE, L., MURRAY, S., MORGAN, L. et BAYFORD, R. H. (2003). A Comparison of Headnet Electrode Arrays for Electrical Impedance Tomography of the Human Head. *Physiological Measurement*, 24:527–144.
- TIDSWELL, A. T., GIBSON, A., BAYFORD, R. H. et HOLDER, D. S. (2001a). Electrical Impedance Tomography of Human Brain Activity with a Two-dimensional Ring of Scalp Electrodes. *Physiological Measurement*, 22:167–175.
- TIDSWELL, A. T., GIBSON, A., BAYFORD, R. H. et HOLDER, D. S. (2001b). Three-dimensional Electrical Impedance Tomography of Human Brain Activity. *NeuroImage*, 13:283–294.
- TIDSWELL, A. T., GIBSON, A., BAYFORD, R. H. et HOLDER, D. S. (2001c). Validation of 3D Reconstruction Algorithm for EIT of Human Brain Function in Realistic Head-Shaped Tank. *Physiological Measurement*, 22:177–185.
- TOWERS, C. M., McCAMI, H., WANG, M., BEATTY, P. C., POMFRETT, C. J. D. et BECK, M. S. (2000). 3D Simulation of EIT Monitoring Impedance Variations within the Human Head. *Physiological Measurement*, 21:119–124.
- VAUHKONEN, M., VADÁSZ, D., KARJALAINEN, P. A., SOMERSALO, E. et KAIPIO, J. P. (1998). Tikhonov Regularization and Prior Information in Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(2):285–293.

- VAUHKONEN, P. J. (1999). *Second Order and Finite Elements in Three-dimensional Electrical Impedance Tomography*. Thèse de doctorat, University of Kuopio.
- WAND, W., TANG, M., MCCORMICK, M. et DONG, X. (2001). Preliminary Results from an EIT Breast Imaging Simulation System. *Physiological Measurement*, 22:39–48.
- WEBSTER, J. G. (1990). *Electrical Impedance Tomography*. Adam Hilger.
- WILLIAM, H. P., SAUL, A. T., WILLIAM, T. V. et BRIAN, P. F. (1992). *Numerical Recipes in C: the Art of Scientific Computing*. Cambridge University.
- WOO, E. J., HUA, P., WEBSTER, J. G. et TOMPKINS, W. J. (1993). A Robust Image Reconstruction Algorithm and its Parallel Implementation in Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 12(2):137–146.
- YERWORTH, R. J., BAYFORD, R. H., BROWN, B., MILNES, P., M., C. et HOLDER, D. S. (2003). Electrical Impedance Tomography Spectroscopy (EITS) for Human Head Imaging. *Physiological Measurement*, 24.
- YORKEY, T. J., WEBSTER, J. G. et TOMPKINS, W. J. (1987). Comparing Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 34(11):843–852.
- ZHU, Q. S., MCLEOD, C. N., DENYER, C. W., LIDGEY, F. J. et LIONHEART,

W. R. B. (1994). Development of a Real-Time Adaptive Current Tomograph. *Physiological Measurement*, 15(Supplément A):A37–A43.

ZLOCHIVER, S., RADAI, M. M., ABBOUD, S., ROSENFELD, M., DONG, X.-Z., LIU, R.-G., XAING, H.-Y. et SHI, X.-T. (2004). Induced Current Electrical Impedance Tomography System: Experimental Results and Numerical Simulations. *Physiological Measurement*, 25:239–255.