

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE
DE LA DISTRIBUTION DE CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE
DU THORAX : INSTRUMENTATION ET ALGORITHMES

LUCIE FOREST
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

© Lucie Forest, 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: 0-494-01322-2

Our file Notre référence

ISBN: 0-494-01322-2

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.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE
DE LA DISTRIBUTION DE CONDUCTIVITÉ ÉLECTRIQUE
DU THORAX : INSTRUMENTATION ET ALGORITHMES

présenté par: FOREST Lucie

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

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

M. GOUSSARD Yves, Ph.D., président

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

M. THÉORÊT Jean, Ing., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à exprimer ma gratitude envers mon directeur de recherche, monsieur Robert Guardo, pour sa grande disponibilité, sa générosité, sa patience et sa rigueur. Je tiens également à remercier Hervé Gagnon pour son appui et ses conseils tout au long du projet. Merci à Gaétan Décarie pour la réalisation des circuits imprimés, à Denis Guérette pour le montage du fantôme et à Bou-Phon Chang pour l'assemblage des électrodes.

Un merci spécial à tous les étudiants du laboratoire de génie biomédical qui ont su agrémente ces années d'étude par leur présence et leur bonne humeur. Merci à Nicolas Robitaille et à Nicolas Coulombe pour leurs précieux conseils.

J'aimerais aussi remercier mes parents pour leur support et plus particulièrement mon père pour son aide à la révision du texte de ce mémoire. Merci à Steve pour sa présence, ses encouragements, et sa joie de vivre.

Enfin, je remercie le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) et le Conseil canadien des ingénieurs (CCI) pour leur soutien financier.

RÉSUMÉ

La tomographie d'impédance électrique (TIE) est une technique non invasive permettant d'obtenir des images de changements de conductivité électrique des tissus d'une section du corps. Par exemple, les variations de volume d'air pulmonaire durant le cycle respiratoire entraînent des changements de conductivité thoracique qui peuvent être visualisés en temps réel par la TIE. L'acquisition de données de TIE s'effectue au moyen d'électrodes (habituellement 16) disposées à la surface du thorax de façon à définir un plan transverse. Un courant électrique imperceptible pour le patient est appliqué par une paire d'électrodes adjacentes et les différences de potentiel résultantes sont mesurées entre les autres paires d'électrodes. Ce procédé est répété jusqu'à ce que toutes les paires adjacentes aient été utilisées pour appliquer le courant et mesurer les différences de potentiel. Les mesures ainsi obtenues sont transmises à un ordinateur qui reconstruit les images.

Plusieurs études cliniques indiquent que la TIE est promise à un bel avenir pour des applications de monitoring cardio-respiratoire. L'instrumentation requise pour mettre en oeuvre la TIE est peu coûteuse et assez compacte pour être placée au chevet du patient. Par contre, des études ont aussi démontré que l'utilisation d'un seul plan d'électrodes ne permettrait pas la détection d'anomalies localisées. En effet, avec un seul plan d'électrodes, des données acquises dans un milieu 3D sont traitées par des algorithmes conçus pour un milieu 2D. Cela entraîne des erreurs qui nuisent à l'interprétation des images. Un système de TIE tridimensionnel (3D) effectue un plus grand nombre de mesures, en utilisant des électrodes disposées sur plusieurs plans, ce qui permet de localiser avec plus de précision une perturbation de conductivité dans un espace 3D.

L'objectif de ce projet de maîtrise consistait à : 1) concevoir une nouvelle instrumentation de TIE permettant l'acquisition de données sur quatre plans d'électrodes ; 2) développer des algorithmes de reconstruction d'images qui tiennent compte de la propagation des courants dans un milieu 3D ; 3) effectuer des tests pour évaluer les performances du système et son applicabilité en milieu *in vitro*.

Le premier objectif a été atteint en développant une carte électronique qui permet le multiplexage de données de TIE obtenues de quatre plans de 16 électrodes. En ajoutant cette carte à un tomographe 2D développé par l'Institut de génie biomédical, les données de TIE ont pu être traitées dans un cadre 3D. Des tests ont démontré que l'ajout du module de multiplexage au système a peu d'impact sur le niveau de bruit et sur la précision des mesures. En effet, on a calculé une diminution du rapport signal/bruit de 0,78 dB et une baisse de précision de 0,07% à la cadence d'acquisition maximale du système (21,85 trames par seconde). Le *crosstalk* moyen du tomographe 3D à cette cadence a été évalué à -61,1 dB.

Un algorithme de reconstruction d'images 3D a été développé à l'aide de la *méthode par estimateur MAP*, qui découle des méthodes probabilistes par approche Bayésienne. Connaissant la géométrie du milieu ainsi que les valeurs des tensions mesurées, l'algorithme permet de calculer la distribution spatiale de conductivité la plus probable. En première approximation, le thorax est modélisé par un cylindre. Des simulations ont généré des images 2D et 3D qui démontrent la pertinence de la méthode. En effet, une image 3D apporte plus d'informations sur la forme et la position d'une perturbation de conductivité, que ne peuvent le faire quatre images 2D reconstruites à partir de mesures obtenues uniquement d'électrodes situées autour d'un plan.

Une étude *in vitro* a aussi été effectuée pour caractériser le système dans un environnement contrôlé. Des images 3D ont été générées à partir d'un bassin cylindrique rempli de salin, à l'intérieur duquel on insérerait des objets cylindriques de différentes

conductivités. Globalement, les images 3D reconstruites à partir de données acquises expérimentalement sont de qualité moindre que celles obtenues de données simulées. Une image obtenue avec des données réelles est plus bruyante et la localisation de la perturbation est moins précise. Les principales causes de cette perte de qualité sont des imperfections dans l'instrumentation et dans le dispositif expérimental. Ces imperfections ont été identifiées et seront corrigées dans un projet ultérieur. Néanmoins, ces images démontrent que la TIE-3D permet de localiser la position d'un objet dans un espace 3D.

ABSTRACT

Electrical Impedance Tomography (EIT) is a non invasive technique used to generate images from variations in the conductivity distribution of a body section. For example, pulmonary volumes changes during the respiratory cycle modify the conductivity distribution, which can be imaged in real time by EIT. Data acquisition is made using electrodes (usually 16) describing a plane on the surface of the thorax. An electrical current is applied to an adjacent electrode pair, and potential differences are measured between other electrode pairs. This process is repeated until all adjacent electrode pairs have been used to apply current and measure potential differences. The measurements are then transferred to a computer which reconstructs images using a mathematical algorithm.

Many clinical studies suggest that EIT could be used for cardio-pulmonary monitoring applications. The required instrumentation is inexpensive and compact enough to be placed at the bedside. However, some studies have also demonstrated that using a single plane of 16 electrodes is not sufficient to detect a localised anomaly outside the electrode plane. With a single plane, data acquired in a 3D volume are treated by an algorithm designed for a 2D space. This leads to errors which complicate the image interpretation. A three-dimensional (3D) system, using multiple electrode planes, could enable whole-lung monitoring. Data from multiple planes could be used to reconstruct several 2D images, or combined to create a 3D representation of lung conductivity changes.

The objectives of this master's project are to : 1) design new EIT instrumentation for data acquisition on four body levels ; 2) develop reconstruction algorithms which take into account the current propagation in a 3D environment ; 3) perform tests to evaluate system performance and applicability to *in vitro* situations.

The first objective was achieved by developing specific electronic hardware that can perform data multiplexing on four levels of 16 electrodes each. This multiplexer module was added to an existing 2D tomograph developed by our laboratory. EIT data could then be processed in a 3D space. Performance tests on this system showed that the addition of the multiplexer module has a low impact on noise level and precision. The signal to noise ratio dropped by 0.78 dB and the precision was diminished by 0.07% (for a frame rate of 21.85 frames per second). The average crosstalk was equal to -61.1 dB with the 3D tomograph operating at this frame rate.

A 3D reconstruction algorithm was developed using the *MAP estimation method*, based on Bayesian-approach probabilistic methods. With a known body geometry and the values of measured surface potentials, this method calculates the most probable distribution of conductivity changes. In this project, the thorax is modelled by a cylinder to simplify calculations. Simulations have generated 2D and 3D images which demonstrate the relevance of the method. A 3D image brings more information about the shape and position of a conductivity perturbation, than can be obtained with 2D images reconstructed from measurements on each of the four electrodes planes.

An *in vitro* study has also been performed to characterize the system in a controlled environment. Three-dimensional images were generated using a saline-filled tank, containing cylindrical objects of differing conductivity. Globally, 3D images reconstructed using experimental data had a lower quality than the simulated ones. An image reconstructed with real data is noisier and the localization of the perturbation is less accurate. Imperfections in the instrumentation and in the experimental setup were the principal reasons of this loss of signal quality. These imperfections have been identified and will be corrected in a subsequent project. Nevertheless, those images demonstrate that 3D-EIT can localize an object in 3D.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	viii
TABLE DES MATIÈRES	x
LISTE DES TABLEAUX	xv
LISTE DES FIGURES	xvi
LISTE DES ANNEXES	xxii
LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES	xxiii
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 La tomographie d'impédance électrique (TIE)	1
1.2 Problématique	2
1.3 Objectifs spécifiques du projet de maîtrise	7
1.4 Approche envisagée	7

1.5	Contenu du mémoire	8
-----	------------------------------	---

CHAPITRE 2 PRINCIPES DE LA TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE

ÉLECTRIQUE 9

2.1	La conductivité des tissus humains	9
-----	--	---

2.2	La technique d'acquisition de données par électrodes adjacentes . . .	10
-----	---	----

2.3	Les types d'images en TIE	11
-----	-------------------------------------	----

2.4	Le problème de reconstruction d'images	13
-----	--	----

2.5	Revue de littérature	14
-----	--------------------------------	----

2.5.1	Instrumentation développée à l'Université de Sheffield	14
-------	--	----

2.5.2	Instrumentation développée au Rennsselaer Polytechnic Institute	16
-------	---	----

2.5.3	Instrumentation développée à l'École Polytechnique de Montréal	17
-------	--	----

2.5.4	Algorithmes de reconstruction d'images	20
-------	--	----

2.5.4.1	Reconstruction 2D par rétroprojection	21
---------	---	----

2.5.4.2	Reconstruction 3D par matrice de sensibilité	22
---------	--	----

CHAPITRE 3 INSTRUMENTATION POUR LA TIE TRIDIMEN-

SIONNELLE 24

3.1	Architecture du tomographe 3D	25
-----	---	----

3.1.1	Le système <i>SigmaTome II</i>	25
3.1.2	Le module de synthèse et démodulation	28
3.1.3	Le module d'électrodes actives	29
3.1.4	Le module de multiplexage	31
3.2	Analyse des performances du tomographe 3D	40
3.2.1	Précision des mesures	41
3.2.2	Rapport signal/bruit	45
3.2.3	Analyse du Crosstalk	47
3.3	Discussion	50

CHAPITRE 4 ALGORITHMES DE RECONSTRUCTION D'IMAGES

	3D	53
4.1	Méthodologie	53
4.1.1	Physique de la TIE	54
4.1.2	Solution du problème direct	55
4.1.3	Reconstruction 3D par estimateur MAP	56
4.1.3.1	Formulation des hypothèses	57
4.1.3.2	Expression de la densité de probabilité conditionnelle	58

4.1.3.3	Recherche de la quantité à estimer la plus probable	60
4.1.3.4	Calcul du filtre spatial	62
4.2	Résultats de simulation	63
4.2.1	Méthode	64
4.2.2	Reconstruction 3D réduite vs reconstruction 3D complète	66
4.2.3	Perturbation au centre du maillage	67
4.2.4	Perturbation en périphérie	69
4.2.5	Déplacement longitudinal d'une perturbation	69
4.2.6	Vérification de la symétrie	71
4.2.7	Déplacement radial d'une perturbation	71
4.3	Discussion	85
CHAPITRE 5	ÉVALUATION DU TOMOGAPHE 3D	88
5.1	Méthodologie	88
5.1.1	Montage pour les essais <i>in vitro</i>	89
5.1.2	Acquisition des données	92
5.1.3	Profil d'une trame acquise avec le mode chaîné	93
5.2	Résultats	96

5.3 Discussion	110
CONCLUSION	112
RÉFÉRENCES	114
ANNEXES	118

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Conductivité électrique de différents tissus	10
Tableau 3.1	Précision des mesures de TIE pour une cadence donnée	46
Tableau 3.2	Rapport signal/bruit des mesures de TIE pour une cadence donnée	48
Tableau 3.3	Crosstalk calculé sur les mesures de TIE pour une cadence donnée lorsque le module de multiplexage alterne entre l'entrée 1 et l'entrée 2	51
Tableau A.1	Tableau comparatif des multiplexeurs analogiques	120

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Reconstructions 2D d'un objet centré	3
Figure 1.2	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE et d'un spiromètre chez un sujet respirant avec une amplitude normale.	3
Figure 1.3	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE et d'un spiromètre chez un sujet respirant avec de grandes amplitudes.	4
Figure 1.4	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE (côté gauche, côté droit et une combinaison de ces signaux) et d'un spiromètre chez un sujet couché sur le côté respirant avec une amplitude normale.	6
Figure 1.5	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE (niveau supérieur, niveau inférieur et une combinaison de ces signaux) et d'un spiromètre chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.	6
Figure 2.1	Méthode des électrodes adjacentes (source : Robitaille, 2000) .	12
Figure 2.2	Position des électrodes d'injection et de mesure du système de Sheffield	16
Figure 2.3	Schéma bloc du premier système de TIE réalisé par le groupe de Montréal	19

Figure 2.4	Algorithme de rétroprojection. Source : Gagnon, 2003	22
Figure 3.1	Composants du système <i>SigmaTome II</i>	26
Figure 3.2	Schéma-bloc du système <i>Sigmatome II</i>	27
Figure 3.3	Schéma-bloc du module de synthèse et de démodulation (MSD)	30
Figure 3.4	Schéma-bloc du module d'électrodes actives (MÉA)	32
Figure 3.5	Schéma-bloc du module de multiplexage (MUX)	34
Figure 3.6	Schéma-bloc du CPLD	36
Figure 3.7	Vues recto-verso du circuit imprimé du module de multiplexage	37
Figure 3.8	Schéma-bloc du tomographe 3D	39
Figure 3.9	Montage servant à évaluer les performances du tomographe 3D	40
Figure 3.10	Fantôme formé d'un réseau de résistances de précision	41
Figure 3.11	Haut : comparaison entre le signal de TIE mesuré sur le fantôme et le signal théorique. Ce dernier est représenté en pointillé. Bas : erreur relative de chacune des mesures en utilisant l'entrée 1 du module de multiplexage pour une cadence de 6,16 trames par seconde.	43
Figure 3.12	Précision moyenne en fonction de la cadence	44
Figure 3.13	Moyenne du rapport signal/bruit des mesures de TIE en fonc- tion de la cadence d'acquisition	47

Figure 3.14	Différence de potentiel de chacune des mesures de TIE pour une cadence de 6.16 trames par seconde	50
Figure 3.15	Moyenne du crosstalk en fonction de la cadence d'acquisition lorsque le module de multiplexage alterne entre l'entrée 1 et l'entrée 2	51
Figure 4.1	Maillages représentant un milieu circulaire et cylindrique . . .	55
Figure 4.2	Distribution de conductivité de référence	64
Figure 4.3	Palette de couleurs	66
Figure 4.4	Paires d'électrodes adjacentes considérées pour les deux approches	67
Figure 4.5	Reconstruction d'un objet situé au centre du maillage	68
Figure 4.6	Reconstruction d'un objet situé en périphérie du maillage : a), b) et c) Object conducteur ; d), e) et f) Object isolant	69
Figure 4.7	Reconstructions 3D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,8$, b) $z=0,6$ et c) $z=0,4$	72
Figure 4.8	Reconstructions 3D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,2$ et b) $z=0$	73
Figure 4.9	Reconstructions 2D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,8$ et b) $z=0,6$	74
Figure 4.10	Reconstructions 2D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,4$ et b) $z=0,2$	75

Figure 4.11	Reconstructions 2D d'un objet centré et placé en $z=0$	76
Figure 4.12	Reconstructions 3D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,8$, b) $z=0,6$ et c) $z=0,4$	77
Figure 4.13	Reconstructions 3D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,2$ et b) $z=0$	78
Figure 4.14	Reconstructions 2D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,8$ et b) $z=0,6$	79
Figure 4.15	Reconstructions 2D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,4$ et b) $z=0,2$	80
Figure 4.16	Reconstructions 2D d'un objet placé en périphérie en $z=0$. .	81
Figure 4.17	Reconstructions 3D d'un objet placé en périphérie à : a) $\theta = 90^\circ$, b) $\theta = 180^\circ$, c) $\theta = 270^\circ$ et d) $\theta = 0^\circ$	82
Figure 4.18	Reconstructions 3D d'un objet placé en : a) $x=0$, b) $x=0,25$, c) $x=0,5$ et d) $x=0,75$	84
Figure 5.1	Montage expérimental utilisé pour vérifier le tomographe 3D .	89
Figure 5.2	Schéma-bloc du montage expérimental utilisé pour vérifier le tomographe 3D	90
Figure 5.3	Séquence d'acquisition des données	94
Figure 5.4	Trame de mesures acquises en mode chaîné dans un fantôme en utilisant 3 plans de 16 électrodes	95

Figure 5.5	Comparaison du signal simulé (en haut) avec le signal mesuré (en bas)	99
Figure 5.6	Reconstructions 3D d'un objet conducteur placé : a) au centre b) et c) en périphérie à $\theta = 90^\circ$ et 180° respectivement	100
Figure 5.7	Reconstructions 3D d'un objet conducteur placé en périphérie à $\theta = 270^\circ$ et 0° respectivement	101
Figure 5.8	Reconstructions 3D d'un objet isolant placé : a) au centre b) et c) en périphérie à $\theta = 90^\circ$ et 180° respectivement	102
Figure 5.9	Reconstructions 3D d'un objet isolant placé en périphérie à $\theta = 270^\circ$ et 0° respectivement	103
Figure 5.10	Objet isolant retenu à mi-hauteur dans le fantôme	104
Figure 5.11	Reconstructions 2D et 3D d'un objet conducteur centré, retenu à mi-hauteur du fantôme	105
Figure 5.12	Reconstructions 2D et 3D d'un objet conducteur périphérique, retenu à mi-hauteur du fantôme	106
Figure 5.13	Reconstructions 2D et 3D d'un objet isolant centré, retenu à mi-hauteur du fantôme	107
Figure 5.14	Reconstructions 2D et 3D d'un objet isolant périphérique, retenu à mi-hauteur du fantôme	108
Figure 5.15	Comparaison d'images 3D reconstruites avec des données simulées et acquises expérimentalement pour un objet conducteur périphérique, retenu à mi-hauteur du fantôme	109

Figure B.1	Image des éléments du maillage	122
Figure B.2	Filtre gaussien passe-haut bidimensionnel	122
Figure B.3	Séquence de filtrage d'un élément du maillage	124

LISTE DES ANNEXES

Annexe A	Comparaison des multiplexeurs analogiques	118
Annexe B	Mise en oeuvre du filtre gaussien	121

LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES

$2D$	Bidimensionnel
$3D$	Tridimensionnel
AM	Amplitude Modulation
AM_OUT	Porteuse modulée en amplitude
b	Vecteur représentant le bruit
b_0	Vecteur de bruit initial
b_1	Vecteur de bruit lorsqu'une perturbation est introduite
CPLD	Complex Programmable Logic Device
CTK_i	Crosstalk calculé pour la i^e mesure de TIE
$\Delta\sigma$	Variations de conductivité
ΔV	Variations de potentiel
DDC	Digital Down Converter
DDS	Direct Digital Synthesizer
DSC	Signal reliant les microprocesseurs
e	Longueur du vecteur de conductivité
$E(m_i)$	Valeur moyenne de la i^e mesure de TIE
ER_i	Erreur relative de la i^e mesure de TIE
F	Filtre gaussien
$f(x z)$	densité de probabilité conditionnelle de x connaissant z
$f(x)$	information <i>a priori</i> disponible sur la distribution de conductivité
$f(z)$	densité de probabilité de z
FEM	Méthode d'éléments finis (Finite Element Method)
FIFO	First-In First-Out (mémoire tampon)
FPGA	Field Programmable Gate Array
Γ	Frontière d'un milieu de conductivité
Γ	Covariance

Γ_b	Covariance du bruit
Γ_x	Covariance des variations de conductivité
$\nabla\Phi_i$	Gradient de potentiel dérivé pour la paire d'électrodes d'injection
$\nabla\Psi_i$	Gradient de potentiel dérivé pour la paire d'électrodes de mesure
H	Matrice de sensibilité
I	Matrice identité
I	Courant
I^+	Source de courant
I^-	Puits de courant
j	Numéro d'un tétraèdre
J_n	Densité de courant normale à la frontière
μ	Moyenne d'une gaussienne
m_i	i^e mesure de TIE
m_i^T	Valeur théorique de la i^e mesure de TIE
MAP	Maximum a posteriori
MÉA	Module d'électrodes actives
MEMTA	Modular Expandable Multi Threaded Architecture
MSD	Module de synthèse et de démodulation
MUX	Multiplexeur
n	Vecteur normal à la frontière
N	Dimension des vecteurs
Ω	Milieu conducteur
P_i	Précision de la i^e mesure de TIE
PC	Personal Computer
PVC	Polyvinyl chloride
REF_IN	Porteuse de référence
RESET	Signal de remise à zéro
ROI	Region of interest

RSB	Rapport signal/bruit
RSB_i	Rapport signal/bruit de la i^e mesure de TIE
S	Matrice de sensibilité
σ	Conductivité
σ_0	Vecteur de conductivité initial
σ_1	Vecteur de conductivité lorsqu'une perturbation est introduite
σ_b^2	Variance associée au bruit
σ_x^2	Variance associée au vecteur des variations de conductivité
SCANCLK	Signal d'horloge
SYNC	Signal de synchronisation
TIE	Tomographie d'impédance électrique
TIE-3D	Tomographie d'impédance électrique tridimensionnelle
UA	Unités arbitraires de tension
USB	Universal Serial Bus
V	Potentiel électrique
V^+	Suiveur de tension
V^-	Inverseur de tension
V_h	Différence de potentiel mesurée en milieu homogène
V_i	Différence de potentiel mesurée en milieu inhomogène
$Var(m_i)$	Variance de la i^e mesure de TIE
VHDL	Very High Speed Integrated Circuits Hardware Description Language
V_0	Vecteur de tension initial
V_1	Vecteur de tension lorsqu'une perturbation est introduite
V_{ref}	Tension de référence
w_0	Fréquence angulaire caractéristique
x	Variations de conductivité à estimer
$\hat{x}_{MAP}$	Distribution de conductivité calculée par l'estimateur MAP
z	Vecteur des mesures

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 La tomographie d'impédance électrique (TIE)

La tomographie d'impédance électrique (TIE) est une technique non invasive permettant d'obtenir des images de changements de conductivité électrique des tissus d'une section du corps. Par exemple, les variations de volume d'air pulmonaire durant le cycle respiratoire entraînent des changements de conductivité thoracique qui peuvent être visualisés en temps réel par la TIE. Une des applications pressenties pour cette technique est le monitoring de patients ventilés mécaniquement.

L'instrumentation requise pour mettre en oeuvre la TIE est peu coûteuse et assez compacte pour être placée au chevet du patient. L'acquisition de données de TIE s'effectue au moyen d'électrodes (habituellement 16) disposées à la surface du thorax de façon à définir un plan transverse. Un courant électrique imperceptible pour le patient est appliqué par une paire d'électrodes adjacentes et les différences de potentiel résultantes sont mesurées entre les autres paires d'électrodes. Ce procédé est répété jusqu'à ce que toutes les paires d'électrodes adjacentes aient été utilisées pour appliquer le courant. Les mesures ainsi obtenues sont transmises à un ordinateur qui reconstruit les images.

1.2 Problématique

Actuellement, la presque totalité des algorithmes de reconstruction d'images de TIE décrits dans la littérature sont basés sur un modèle bidimensionnel (2D) du thorax. Le traitement de données acquises dans un milieu tridimensionnel (3D) par des algorithmes qui ont été conçus pour un milieu 2D entraîne des erreurs qui nuisent à l'interprétation des images.

Une illustration de ce problème est présentée à la figure 1.1. Un objet est inséré dans un volume conducteur de forme cylindrique, et quatre images 2D sont reconstruites avec les données acquises par des électrodes situées autour de quatre plans superposés. On remarque que même lorsque le plan n'intersecte pas l'objet, une tache de faible intensité est présente dans l'image correspondante. Par conséquent, en observant l'image du plan 1, il n'est pas possible de déterminer si un objet de petite taille intersecte ce plan, ou s'il s'agit plutôt d'un objet de plus grande taille positionné à l'extérieur de ce plan.

Dans un contexte d'applications cliniques cette ambiguïté de la TIE-2D peut avoir des conséquences fâcheuses. Coulombe (2003) a démontré que la TIE-2D ne permet pas de détecter de façon fiable des anomalies localisées au niveau des poumons. Trois expériences *in vivo* concernant les gradients de ventilation ont été effectuées en enregistrant simultanément les données de TIE et le volume d'air inspiré, mesuré à la bouche avec un spiromètre.

Une première étude consistait à comparer un «index», défini comme la somme des pixels dans une image de TIE du thorax, avec le volume pulmonaire mesuré par spirométrie. Pour des amplitudes respiratoires normales, la ventilation s'effectue principalement dans les régions inférieures des poumons, lesquelles sont situées près de la dixième vertèbre, au niveau T10. Les images de TIE étaient obtenues de données

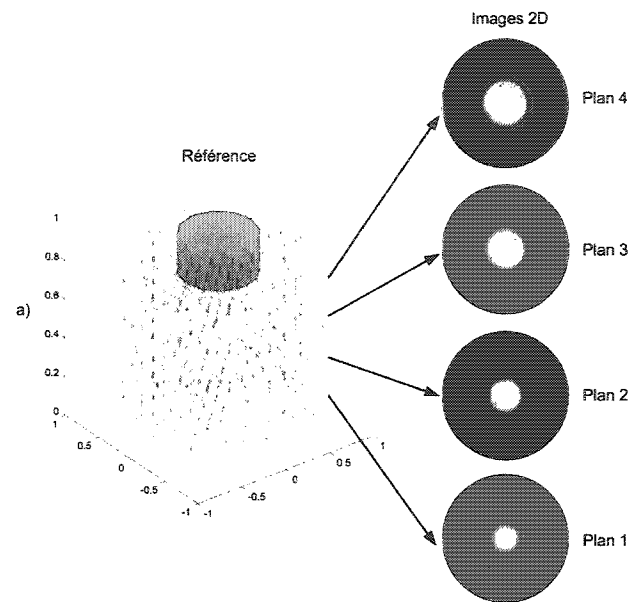


Figure 1.1 Reconnstructions 2D d'un objet centré

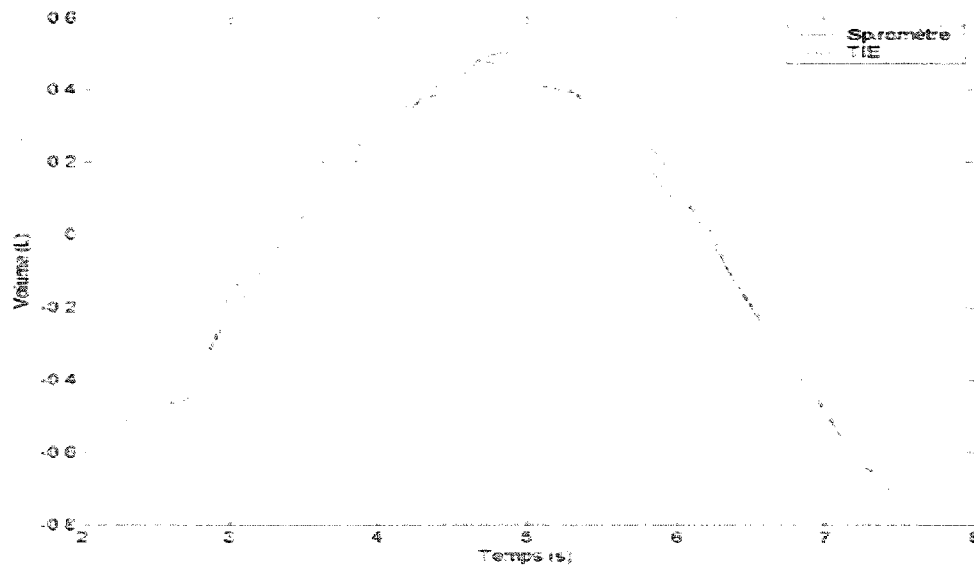


Figure 1.2 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE et d'un spiromètre chez un sujet respirant avec une amplitude normale.

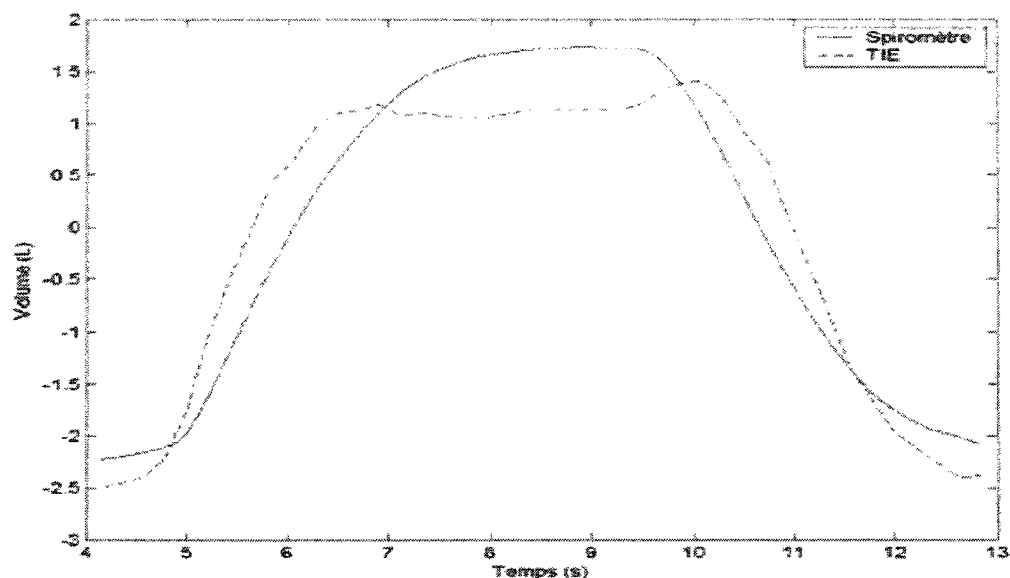


Figure 1.3 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE et d'un spiromètre chez un sujet respirant avec de grandes amplitudes.

enregistrées avec un plan d'électrodes situé en T10. La figure 1.2 montre une bonne corrélation entre l'index de TIE et le volume d'air pulmonaire mesuré par spirométrie. Par contre, lorsque le sujet respire avec de grandes amplitudes, les variations de volume d'air en fin d'inspiration se produisent dans les régions pulmonaires supérieures, loin du plan d'électrodes. On observe alors (figure 1.3) une saturation de l'index de TIE. Cette saturation traduit une perte de sensibilité de la TIE. Les variations de conductivité se produisant hors du plan des électrodes, la TIE ne capterait pas la ventilation des extrémités supérieures des poumons.

Une deuxième expérience a été effectuée dans le but de visualiser l'effet de la gravité sur la ventilation. Pour cela, le sujet était couché sur le côté. Un gradient de ventilation entre le poumon supérieur (le poumon droit si le sujet est couché sur le côté gauche, et vice-versa) et le poumon inférieur s'établit alors par l'effet de la gravité. Cette position place le plan d'électrodes parallèle à la force exercée par la gravité, permettant

ainsi d'étudier le phénomène. La figure 1.4 montre deux index de TIE et le volume pulmonaire mesuré par spirométrie obtenus lorsque le sujet est couché sur le côté gauche. Les images de TIE ont été séparées en deux par une ligne allant du sternum au milieu du dos de façon à obtenir un index pour le poumon gauche et un index pour le poumon droit. La moitié gauche correspondrait au plan d'électrodes à un niveau relativement bas pour une personne debout (par exemple, le niveau T10). Tout comme à la figure 1.3, l'index de TIE pour le poumon inférieur (poumon gauche) présente une saturation. L'index pour le poumon supérieur (poumon droit) présente plutôt un dépassement. En calculant une moyenne pondérée de ces deux index, on arrive à estimer adéquatement le signal du spiromètre. Ces résultats appuient l'hypothèse selon laquelle la sensibilité de la TIE est limitée à un volume relativement restreint autour du plan d'électrodes. L'utilisation d'un deuxième plan d'électrodes à un niveau plus élevé que T10 pourrait ainsi améliorer la corrélation entre l'index de TIE et le signal spirométrique.

Une troisième expérience a été réalisée à l'aide d'un système permettant l'acquisition de données de TIE sur deux plans d'électrodes. Le sujet était debout et respirait profondément. Les deux plans d'électrodes étaient placés au niveau des vertèbres T2 et T10. La figure 1.5 montre les courbes obtenues. Une saturation de l'index de TIE calculé avec les images du plan inférieur (T10) est visible de même qu'un dépassement pour l'index calculé avec les images du plan supérieur (T2). En calculant la moyenne pondérée de ces deux index, on obtient une bonne corrélation avec le signal spirométrique. Ce résultat confirme l'hypothèse selon laquelle le plan d'électrodes placé en T10 est peu sensible aux changements de conductivité dans les régions supérieures des poumons.

En conclusion, la TIE permet d'estimer la ventilation pulmonaire mais l'utilisation d'un seul plan d'électrodes ne pourrait pas détecter certaines anomalies localisées (Frerichs *et al.*, 1996).

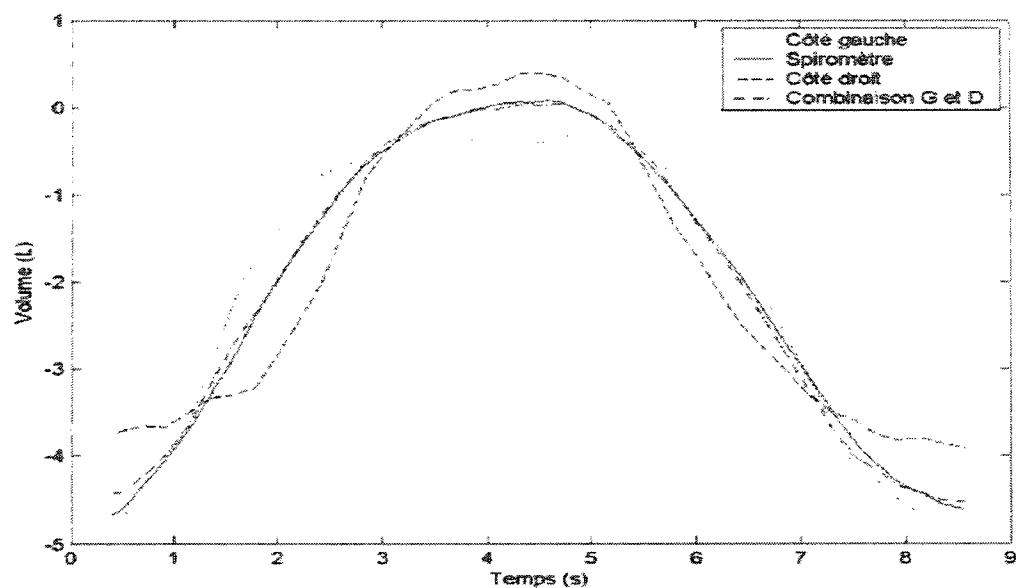


Figure 1.4 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE (côté gauche, côté droit et une combinaison de ces signaux) et d'un spiromètre chez un sujet couché sur le côté respirant avec une amplitude normale.

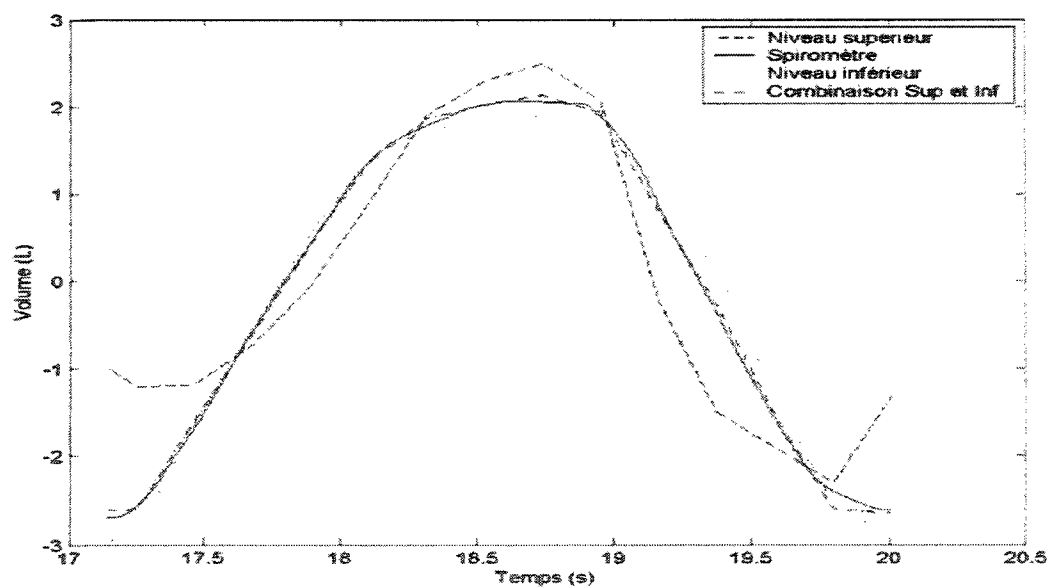


Figure 1.5 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux obtenus à l'aide de la TIE (niveau supérieur, niveau inférieur et une combinaison de ces signaux) et d'un spiromètre chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

1.3 Objectifs spécifiques du projet de maîtrise

Dans le but de résoudre les ambiguïtés liées à la TIE-2D, l'objectif principal de ce projet de maîtrise est de concevoir et réaliser un système de TIE-3D (dénommé tomographe 3D). L'emphase du travail sera portée sur le développement d'une nouvelle instrumentation de TIE permettant l'acquisition de données sur quatre plans d'électrodes. Ensuite, un algorithme de reconstruction d'images qui tient compte de la propagation des courants électriques dans un milieu 3D sera élaboré. Finalement, il faudra évaluer les capacités du système en effectuant des acquisitions *in vitro*.

Il s'agit ici d'une étude préliminaire qui permettra éventuellement d'orienter les travaux de recherche en TIE-3D.

1.4 Approche envisagée

Le système de TIE *Sigmatome II* de l'IGB permet actuellement l'acquisition d'images 2D d'une section du thorax à l'aide de 16 électrodes. Nous envisageons modifier ce système en lui ajoutant un module multiplexeur qui permettra d'effectuer des mesures de TIE à partir de 64 électrodes disposées sur quatre plans. Ces mesures seront ensuite traitées par un algorithme de reconstruction d'images 3D que nous développerons. Dans un premier temps, le thorax sera modélisé par un cylindre.

Précisons qu'il ne s'agit pas ici d'une étude exhaustive dans le domaine de l'imagerie mais plutôt du développement d'un algorithme qui va permettre de vérifier le fonctionnement de l'instrumentation et d'obtenir des images préliminaires.

1.5 Contenu du mémoire

Ce mémoire de maîtrise comporte cinq chapitres. Le premier chapitre constitue l'introduction. Le second aborde les concepts de base en TIE et le chapitre trois décrit le développement de l'instrumentation pour la TIE-tridimensionnelle. Le quatrième chapitre décrit un algorithme de reconstruction d'images 3D et présente des résultats de simulations. Au chapitre cinq nous décrivons des expériences visant à évaluer le tomographe 3D et l'algorithme de reconstruction.

CHAPITRE 2

PRINCIPES DE LA TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE

2.1 La conductivité des tissus humains

L'imagerie par TIE est possible grâce aux différences de conductivité que présentent les tissus du corps humain. Le tableau 2.1 (Webster, 1990) donne les valeurs approximatives des conductivités pour différents tissus, à basses fréquences (20 à 100 kHz). L'étalement important des valeurs de conductivité laisse présager un bon contraste dans les images. Par exemple, on note que la conductivité des poumons est faible relativement à la moyenne des tissus du thorax. De plus, elle varie au cours de la respiration. En effet, la ventilation pulmonaire entraîne une diminution de conductivité lorsque l'air (de conductivité presque nulle) pénètre dans les poumons durant l'inspiration, alors que l'expiration crée l'effet inverse. Par ailleurs, la conductivité relativement grande du sang modifie la conductivité moyenne du myocarde à chaque cycle cardiaque. La TIE permet donc de visualiser les changements cycliques de conductivité dus à la respiration et à l'activité cardiaque.

Tableau 2.1 Conductivité électrique de différents tissus

Tissu	Conductivité (mS/m)
Liquide cérébro-spinal	1539
Plasma	1515
Muscle squelettique (sens longitudinal)	800
Muscle squelettique (sens transversal)	56
Sang	667
Poumon	42-138
Graisse	40
Os	6
Moyenne des tissus du thorax	≈ 250

2.2 La technique d'acquisition de données par électrodes adjacentes

Différentes techniques d'acquisition de données sont employées en TIE. La plus répandue est la technique utilisant des paires d'électrodes adjacentes ; c'est aussi la technique que nous avons choisie. En 2D, l'acquisition s'effectue au moyen d'électrodes disposées à la surface du thorax de façon à définir un plan transverse. Un faible courant électrique est appliqué entre deux électrodes adjacentes, et une différence de potentiel est mesurée entre deux autres électrodes adjacentes. La séquence d'acquisition pour un plan de 16 électrodes est illustrée à la figure 2.1. Dans le coin supérieur gauche, on voit la position des quatre électrodes utilisées pour effectuer la première mesure. Pour les mesures suivantes, les quatre électrodes sont décallées en bloc d'une position dans le sens horaire. À la mesure numéro 16, toutes les électrodes ont accompli les quatre fonctions suivantes :

1. Source de courant (I^+) ;
2. Puits de courant (I^-) ;
3. Suiveur de tension (V^+) ;
4. Inverseur de tension (V^-).

Les mesures 17 à 32 s'effectuent de la même façon que les 16 premières, mais l'électrode reliée au puits de courant (I^-) est séparée d'une position de l'électrode reliée à l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur (V^+). L'intervalle entre l'électrode reliée au puits de courant et celle reliée à l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur est augmentée d'une position à toutes les 16 mesures. Dans le coin inférieur droit, on voit les électrodes qui sont utilisées pour effectuer la dernière mesure, soit la mesure 208. Avec M électrodes, on obtient un total de $M(M-3)$ mesures. Avec 64 électrodes, on peut obtenir 3904 mesures. Dans ce mémoire, on désigne par «trame» une série complète de $M(M-3)$ mesures obtenues avec la technique des électrodes adjacentes.

2.3 Les types d'images en TIE

On distingue deux types d'images en TIE : les images statiques et les images dynamiques. L'imagerie statique consiste à acquérir une série de mesures (une trame), et à reconstruire à partir de ces mesures l'image tomographique. Cette image montre la distribution de conductivité électrique du milieu expérimental à un instant donné. Cependant, ce type d'imagerie nécessite une bonne connaissance de la géométrie du milieu étudié et de la position des électrodes placées à sa surface. De faibles erreurs géométriques ou un rapport signal sur bruit inadéquat peuvent entraîner une mauvaise reconstruction (Robitaille, 2000).

L'imagerie dynamique, quant à elle, consiste à ne considérer que la différence entre deux trames, la première étant une trame de référence. Cette technique comporte l'avantage, par rapport à l'imagerie statique, de compenser la plupart des erreurs systématiques lors des mesures, comme par exemple la variabilité des gains des canaux d'acquisition et les erreurs de positionnement des électrodes. Cette méthode est donc mieux adaptée aux conditions expérimentales rencontrées dans les applications cliniques de la TIE. Toutefois, on obtient alors une image montrant la distribution du

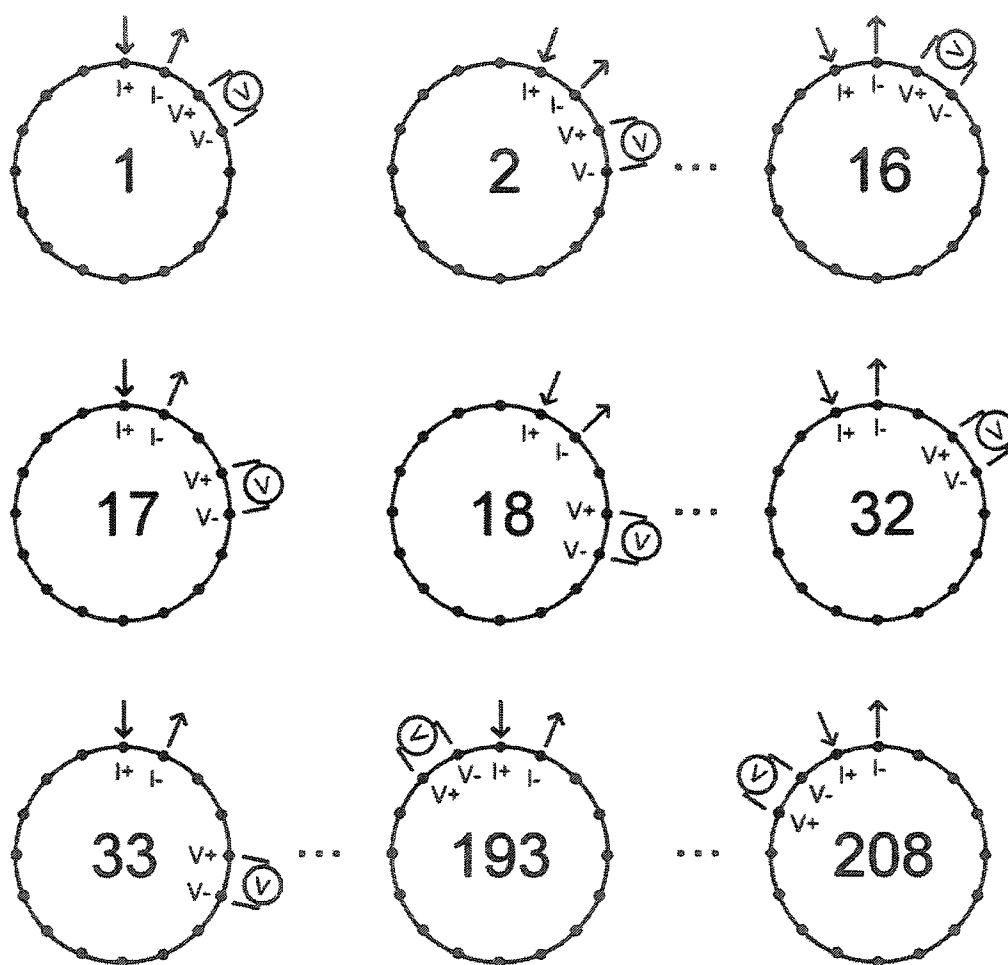


Figure 2.1 Méthode des électrodes adjacentes (source : Robitaille, 2000)

changement de conductivité électrique que le milieu subit entre deux instants, plutôt que la conductivité elle-même. Ce type d'imagerie se prête bien à l'étude de fonctions physiologiques qui entraînent une variation temporelle de la distribution de conductivité, telles que la respiration et l'activité cardiaque. L'imagerie dynamique repose sur une hypothèse de linéarité, qui peut être appliquée en sachant que les variations de conductivité entre deux instants sont très faibles dans un milieu biologique *in vivo*.

2.4 Le problème de reconstruction d'images

La reconstruction d'images en TIE consiste à transformer un ensemble de mesures de potentiel acquises avec le tomographe en images représentant la distribution de conductivité électrique du milieu expérimental. Des mesures de potentiel et des données sur la géométrie du milieu expérimental, plus précisément une description de sa surface et la position des électrodes sur celle-ci, sont nécessaires pour effectuer cette transformation. Généralement, les données géométriques sont représentées par un maillage d'éléments triangulaires dans le cas d'un milieu 2D, ou tétraédriques pour un milieu 3D. La reconstruction des images comporte deux étapes : la résolution du problème direct et la résolution du problème inverse. Ces étapes sont brièvement décrites ci-dessous.

La résolution du problème direct : Le problème direct se définit comme le calcul des potentiels en tout point du milieu expérimental connaissant l'intensité des courants appliqués en divers points de sa surface et la distribution de conductivité électrique du milieu. Pour un milieu de forme arbitraire, ce calcul ne peut s'effectuer que par des méthodes numériques, telles la méthode d'éléments finis (FEM) qui est la plus utilisée. Pour des milieux de forme simple, par exemple un cercle, une sphère ou une sphéroïde, une solution analytique est possible.

La résolution du problème inverse : Le problème inverse se définit comme le calcul de la distribution de conductivité du milieu, à partir des potentiels mesurés en divers points de sa surface et de l'intensité des courants appliqués en ces points ou sur d'autres points de sa surface. Différentes méthodes ont été développées pour résoudre le problème inverse. La plupart de ces méthodes nécessitent la solution du problème direct comme étape préliminaire.

2.5 Revue de littérature

Plusieurs groupes de recherche en TIE ont étudié le problème de reconstruction 3D de distributions de conductivité. La majorité des travaux publiés portaient uniquement sur le développement d'algorithmes. Quelques groupes ont conçu et réalisé des systèmes d'acquisition de données, permettant de faire de essais *in vitro* et *in vivo*. Nous décrivons dans cette section les tomographes 3D développés par trois groupes de recherche : le groupe de physique médicale de l'Université de Sheffield (Royaume-Uni), celui du département de génie biomédical du Rennselaer Polytechnic Institute (Troy, USA), et le groupe de l'Institut de génie biomédical de l'École Polytechnique de Montréal. Par la suite, nous reviendrons sur la question de la reconstruction d'images.

2.5.1 Instrumentation développée à l'Université de Sheffield

Un système d'acquisition de données et des algorithmes de reconstruction 3D sont décrits dans la thèse de doctorat de Metherall (1998) ainsi que dans plusieurs publications du groupe de l'Université Sheffield (Metherall *et al.* (1996b) et Metherall *et al.* (1996a)). Tel qu'illustré à la figure 2.2, le système comprend 64 électrodes réparties sur 4 plans. Chaque électrode est dédiée soit à l'application de courants d'excitation, soit à la mesure des potentiels. On a ainsi 8 électrodes d'excitation et 8 électrodes de

mesure par plan disposées en alternance autour de l'objet. L'utilisation d'électrodes dédiées à une seule fonction (application de courant ou mesure de potentiel) facilite la conception du système et réduit le bruit dans les mesures. De plus, la cadence d'images est augmentée du fait que l'on peut utiliser plusieurs démodulateurs pour mesurer les potentiels. En effet, une source de courant est appliquée séquentiellement sur chaque paire d'excitation, et les différences de potentiel sont mesurées simultanément par 32 canaux identiques comprenant un amplificateur différentiel, un démodulateur synchrone, des filtres, etc. On obtient avec cette configuration 1024 mesures alors que le nombre de mesures avec des électrodes adjacentes est de 3904. Vu la configuration du système, il n'est pas possible d'effectuer des mesures verticalement, entre deux plans d'électrodes.

Le tomographe 3D de Sheffield a permis d'étudier la distribution spatiale de la ventilation et de la perfusion pulmonaire de façon dynamique. L'étude a été réalisée avec un groupe de dix sujets, tous des hommes. Les électrodes étaient disposées autour du thorax, en groupe de quatre, sur 16 bandes verticales, le plan 1 étant placé au niveau de la vertèbre T7, et le plan 4 au niveau de la vertèbre T2. Les sujets respiraient de façon normale et 1000 trames étaient enregistrées. Dans le but d'analyser la distribution de la ventilation, un filtre passe-bas appliqué aux signaux démodulés a permis de couper la composante cardiaque dans les données. Chaque image a été reconstruite en prenant la trame du début d'expiration comme trame de référence. Pour les images de perfusion, un filtre passe-haut est appliqué aux signaux démodulés pour couper la composante pulmonaire. Metherrall a choisi de représenter ses résultats sous forme de 8 images 2D, plutôt qu'une seule image 3D. Un cycle de ventilation a permis de visualiser le déplacement de l'air dans les poumons. Par exemple, pour un des sujets, la ventilation du poumon droit débutait au plan p3 (figure 2.2), alors que celle du poumon gauche, moins volumineux, n'était visible qu'au plan p5. Il a été démontré que les images des régions inférieures des poumons sont influencées par les tissus abdominaux, puisque le diaphragme traverse le plan d'électrodes le plus bas.

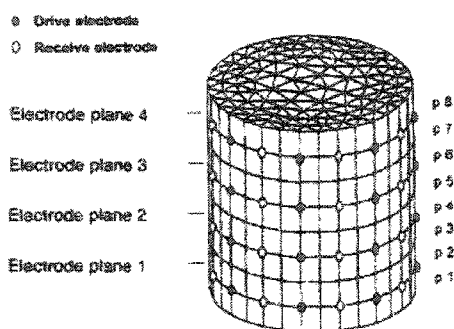


Figure 2.2 Position des électrodes d'injection et de mesure du système de Sheffield

2.5.2 Instrumentation développée au Rensselaer Polytechnic Institute

Le tomographe 3D développé par le groupe du «Rensselaer Polytechnic Institute» est décrit dans Cook *et al.* (1994). Ce système dénommé «ACT 3» permet d'appliquer simultanément des courants et de mesurer des potentiels sur 32 électrodes. Afin d'obtenir des images 3D, les électrodes sont disposées sur 4 plans, à raison de 8 électrodes par plan. Ce système comprend 2 fois moins d'électrodes que celui de Sheffield, mais il permet d'appliquer des courants par des électrodes situées sur des plans différents. De plus, il permet l'acquisition des signaux de façon parallèle, par l'application simultanée de courant par toutes les électrodes, et par la démodulation simultanée réalisée par 32 processeurs spécialisés (DSP).

Blue *et al.* (2000) ont testé ce système en reconstruisant des images 2D et 3D d'un objet isolant introduit dans un bassin cylindrique rempli de salin. Lorsqu'un seul plan de 16 électrodes est utilisé, l'objet positionné à plus de 8 cm sous le plan d'électrodes contribue à 35% du contraste dans l'image reconstruite. Par contre, lorsqu'un second plan de 16 électrodes est ajouté, et qu'une reconstruction 3D est effectuée, le même objet ne contribue plus qu'à 10% du contraste dans l'image. Ce résultat démontre que la TIE-3D permet d'obtenir des images plus précises en réduisant les artefacts causés par des objets situés à l'extérieur du plan de mesure.

Une étude *in vivo* a ensuite été effectuée par Newell *et al.* (2002), du même groupe. Avec 4 plans de 8 électrodes positionnées sur le thorax, et 100 acquisitions durant quatre cycles cardiaques, il a analysé les variations de contraste dans des colonnes de voxels situés dans la région du poumon gauche et dans la région du coeur. Pour les voxels situés dans la région du poumon gauche, au moment de l'inspiration, la conductivité diminue pour les 4 niveaux. Pour les voxels situés dans la région du coeur, au moment de la systole, la conductivité augmente seulement pour le 4e niveau, et diminue pour les trois autres. En effet, lors de la systole, le coeur, positionné au niveau des plans inférieurs, éjecte le sang vers les poumons, c'est pourquoi la conductivité de cette région diminue. Le plan 4 étant situé au niveau des poumons, sa conductivité augmente. Par cette étude Newell démontre que la TIE-3D permet d'étudier plus en détails les phénomènes physiologiques reliés à l'activité cardiaque.

2.5.3 Instrumentation développée à l'École Polytechnique de Montréal

Il y a en fait trois systèmes qui ont permis la reconstruction 3D :

1. Le système décrit dans l'article de Guardo *et al.* (1991);
2. Le système réalisé par Nicolas Coulombe et décrit dans son mémoire de maîtrise (2003) qui permet de faire l'acquisition de données sur deux plans d'électrodes;
3. Le système qui fait l'objet du présent mémoire et qui permet l'acquisition de données sur quatre plans d'électrodes.

Dans l'étude effectuée par Guardo *et al.* (1991) un bassin de plexiglas de dimensions similaires à celles du thorax humain fut employé dans le but d'étudier la localisation d'objets dans un espace tridimensionnel lorsque des courants sont appliqués entre deux plans. Le schéma-bloc du système est présenté à la figure 2.3. Il comprend :

1. Une source de courant sinusoïdal d'amplitude et de fréquence programmables;

2. Des multiplexeurs pour connecter la source de courant à une des électrodes du plan B et le puits de courant à une des électrodes du plan D ;
3. Des circuits de conditionnement des signaux pour mesurer les différences de potentiel à partir des 16 électrodes du plan C ;
4. Un micro-ordinateur pour contrôler la séquence de mesures, prétraiter les données acquises et les transférer à un PC par port sériel.

Comparativement à la technique d'acquisition par électrodes adjacentes, cette disposition comporte un avantage : la conception des circuits des électrodes est simplifiée, puisque chacune d'elles a un rôle spécifique (source de courant, puits de courant ou suiveur de tension). Il n'est donc pas nécessaire d'utiliser des multiplexeurs analogiques pour alterner entre l'application de courant et la mesure de potentiels. Avec 16 électrodes par plan, ce système permet 256 combinaisons d'application de courant et 16 paires d'électrodes adjacentes pour les mesures, ce qui donne 4096 mesures par trame.

Ce système a permis d'aborder la TIE-3D. Les deux plans d'application de courant étaient positionnés de part et d'autre d'un troisième plan servant à la mesure. Des sphères de plastique dont le rayon était plus petit que la distance entre les plans ont été introduites dans le bassin de salin. Il a été démontré que la sensibilité du système est maximale lorsque le centre de la sphère est situé sur le plan de mesure et qu'elle diminue au fur et à mesure que la sphère s'en éloigne. La «sensibilité» du système était définie comme le rapport entre le contraste produit dans les images et le volume de la sphère isolante utilisée pour cible.

Dans le but d'étudier la sensibilité de la TIE dans des conditions *in vivo*, Coulombe (2003) a réalisé un système permettant l'acquisition de données sur deux plans d'électrodes. Ce système, dénommé *TIE-4Dual*, utilise un tomographe 2D de 4ème génération développé par le groupe de Montréal. Originellement, ce tomographe permettait l'acquisition de signaux selon la technique des électrodes adjacentes, sur un

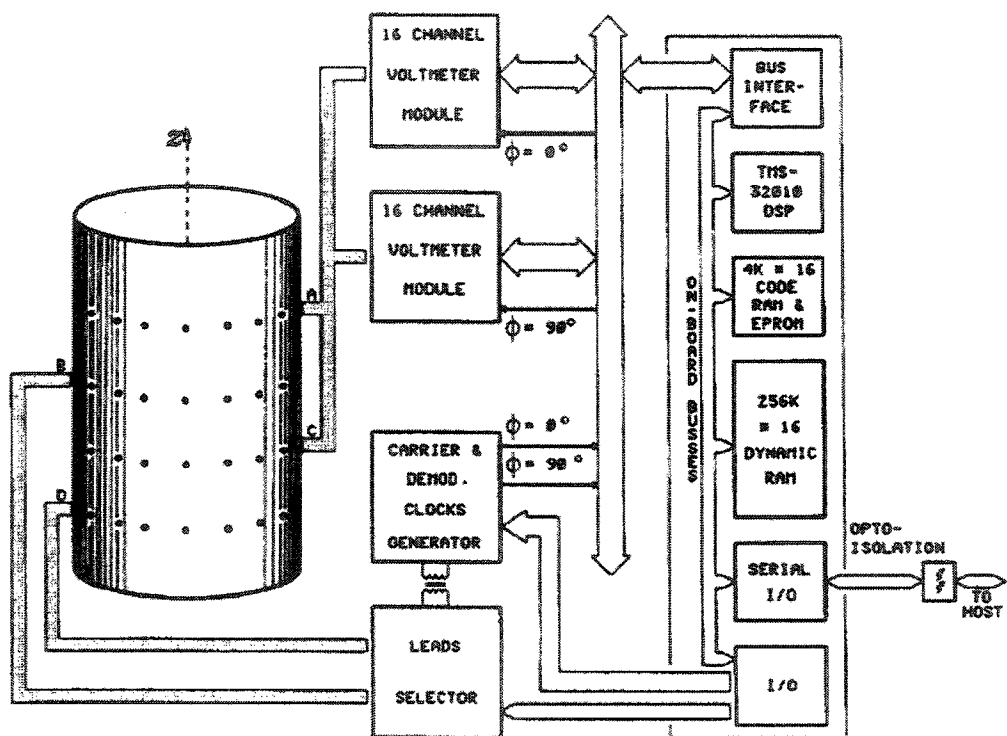


Figure 2.3 Schéma bloc du premier système de TIE réalisé par le groupe de Montréal

plan de 16 électrodes. Le dédoublement du nombre de canaux a été obtenu par multiplexage temporel, c'est-à-dire en attribuant des tranches de temps égales à l'acquisition de données de chaque plan. L'étude *in vivo* qui a été réalisée consistait à comparer les courbes de variation de contraste obtenues d'une séquence d'images de TIE pour les deux niveaux d'électrodes au volume total d'air mesuré à la bouche à l'aide d'un spiromètre. Plusieurs essais ont été faits avec des plans d'électrodes situés au niveau des vertèbres T2, T6 et T10. Le plan d'électrodes situé au niveau T2 captait surtout le volume en fin d'inspiration, au moment où les régions supérieures du poumon étaient sollicitées. Le plan d'électrodes situé au niveau T10 captait les volumes pulmonaires dès le début de l'inspiration. Cette étude a démontré que la sensibilité de la TIE est limitée à un volume qui englobe le plan des électrodes mais qui ne couvre pas la totalité du poumon, c'est-à-dire de la base aux régions supérieures. L'étude suggère la conception d'un système de TIE permettant l'acquisition sur quatre plans d'électrodes et la possibilité d'effectuer des mesures entre les plans, afin de mieux comprendre comment se répartit l'air pulmonaire durant la respiration.

2.5.4 Algorithmes de reconstruction d'images

Dans la littérature, il existe un bon nombre de méthodes de reconstruction d'images applicables à la tomographie d'impédance électrique. Plusieurs auteurs les ont décrites et comparées : Lionheart (2004), Gagnon (2003), Rigaud *et al.* (1996). Pour des raisons historiques, la *méthode de rétroprojection*, l'une des plus anciennes méthodes de reconstruction en TIE, sera brièvement expliquée dans un contexte bidimensionnel. Ensuite, la *méthode par matrice de sensibilité* employée dans un cadre 3D par Metherall (1998) sera abordée.

2.5.4.1 Reconstruction 2D par rétroprojection

L'algorithme de rétroprojection le long des lignes équipotentiels (Equipotentials backprojection) proposé par Barber *et al.* (1986) s'inspire des méthodes de tomographie par rayons X. Elle nécessite l'acquisition de deux trames, l'une en milieu homogène, la trame de référence, et l'autre en milieu inhomogène.

Il s'agit en premier lieu de calculer analytiquement les lignes équipotentiels obtenues en 2D dans le milieu homogène lorsqu'un courant est appliqué entre deux électrodes adjacentes. L'hypothèse de base de cette technique consiste à considérer que les changements de conductivité dans le milieu inhomogène sont faibles, et donc que la forme des lignes équipotentiels reste sensiblement la même pour les deux milieux (Lecavalier, 1991). Si, de plus, la source de courant utilisée est considérée idéale, le courant appliqué sera le même pour les deux milieux. Avec ces hypothèses on pourra écrire :

$$V_h = \frac{K * I}{\sigma_h} \quad (2.1)$$

$$V_i = \frac{K * I}{\sigma_i} \quad (2.2)$$

où V_h et V_i représentent la différence de potentiel mesurée entre deux électrodes adjacentes en milieu homogène et inhomogène respectivement, σ_h et σ_i représentent la conductivité de chacun des milieux, K est une constante de proportionnalité et I est le courant injecté. Le rapport des deux différences de potentiel est :

$$\frac{V_i}{V_h} = \frac{\sigma_h}{\sigma_i} \quad (2.3)$$

Si, expérimentalement, le milieu homogène est constitué d'une solution saline de conductivité connue σ_h , il sera possible d'estimer la conductivité σ_i d'une région

comprise entre les deux lignes équipotentiellles liées aux électrodes de mesure et de l'attribuer à tous les pixels de cette région.

Ce calcul est effectué pour chaque paire d'électrodes de mesure, et on obtient une première image de projection (figure 2.4, en bas, à gauche). En répétant la séquence pour toutes les paires d'application de courant, on obtient une série d'images partielles. Il ne reste plus qu'à les additionner pixel par pixel pour obtenir l'image finale. Comme pour la rétroprojection utilisée en tomographie par rayons X, chaque image de projection doit être traitée par un filtre spatial afin de réduire les artéfacts.

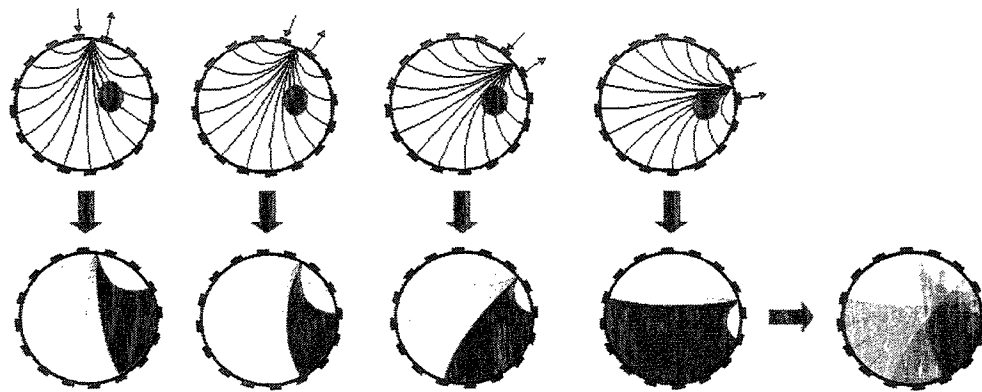


Figure 2.4 Algorithme de rétroprojection. Source : Gagnon, 2003

2.5.4.2 Reconstruction 3D par matrice de sensibilité

La méthode de rétroprojection s'applique bien dans un contexte bidimensionnel, mais le calcul des lignes équipotentiellles en 3D s'avère impraticable. La méthode par matrice de sensibilité décrite par Metherall (1998) contourne cette difficulté.

Il s'agit de développer une matrice de sensibilité S qui permettra de relier les variations de conductivité $\Delta\sigma$ aux variations de potentiel ΔV mesurées par les électrodes.

$$\Delta V = S \Delta\sigma \quad (2.4)$$

Tout d'abord, le milieu à imager est subdivisé en un maillage d'éléments triangulaires pour la TIE-2D, et tétraédriques pour la TIE-3D. Ensuite, pour chaque combinaison d'électrodes d'application et de mesure, les potentiels à chaque noeud du maillage sont calculés par la méthode d'éléments finis, ce qui permettra de calculer le gradient de potentiel pour chaque élément du maillage. Les gradients obtenus sont des vecteurs définis dans un espace R^2 en 2D et dans un espace R^3 en 3D ; ils serviront à calculer la matrice de sensibilité. Cette dernière comporte autant de lignes que de combinaisons d'électrodes d'application et de mesure, et autant de colonnes que de tétraèdres dans le maillage 3D. Ses coefficients sont calculés à l'aide de l'équation suivante :

$$S_{ij} = -[\nabla\Phi_i \cdot \nabla\Psi_i] [volume_j] \quad (2.5)$$

L'indice i représente la i_e combinaison d'électrodes d'application et de mesure, et l'indice j réfère au j_e élément du maillage. $\nabla\Phi_i$ est le gradient de potentiel calculé pour la paire d'électrodes d'application, et $\nabla\Psi_i$ est le gradient de potentiel calculé pour la paire d'électrodes de mesure.

Pour résoudre le problème inverse il faut inverser la matrice S . Comme le problème est mal conditionné, la méthode de décomposition des valeurs singulières est utilisée afin de régulariser la solution et on obtient alors une pseudo-inverse de la matrice S , que l'on multiplie par le vecteur de mesures ΔV pour obtenir le vecteur des variations de conductivité $\Delta\sigma$.

CHAPITRE 3

INSTRUMENTATION POUR LA TIE TRIDIMENSIONNELLE

L'institut de génie biomédical (IGB) de l'École Polytechnique de Montréal participe au développement de la tomographie d'impédance électrique (TIE) depuis 1987. À ce jour, l'institut a réalisé une douzaine de systèmes de TIE. Le schéma directeur et les composants électroniques utilisés pour ces systèmes diffèrent suffisamment pour que l'on puisse parler de quatre «générations». La génération actuelle est caractérisée par une architecture modulaire qui facilite l'optimisation, l'ajout de nouvelles fonctions et le prototypage d'instruments servant à évaluer de nouvelles techniques de TIE. Il a été possible, par exemple, de développer en un peu plus d'un an un système de TIE qui utilise des champs magnétiques produits par un ensemble de bobines pour induire dans le corps du sujet les courants nécessaires à l'acquisition de données (Tanguay, 2004). Ce prototype a été réalisé en interfaçant aux modules de base d'un système de TIE existant deux nouveaux modules conçus pour contrôler le réseau de bobines.

Nous décrivons dans ce chapitre l'instrumentation réalisée dans le cadre de cette maîtrise pour évaluer expérimentalement la TIE tridimensionnelle. Pour la réalisation du prototype, que nous désignerons dorénavant par «tomographe 3D», deux architectures ont été considérées. La première consistait à concevoir un module d'acquisition de signaux à 64 canaux. La seconde consistait plutôt à introduire un module de multiplexage à un système de TIE de 4ème génération, afin de porter à 64 le nombre d'électrodes utilisées pour l'acquisition de données. Cette approche nous a semblée mieux appropriée, puisqu'elle permettra d'obtenir des résultats préliminaires dans un

délai raisonnable, et d'évaluer la direction à suivre pour la TIE-3D. L'architecture à 64 canaux, qui demande un travail de plus grande envergure, pourra ensuite être réalisée si les résultats obtenus au cours de ce projet sont prometteurs.

3.1 Architecture du tomographe 3D

Cette section décrit l'architecture du tomographe 3D. Les modules qui composent le «noyau» de ce tomographe, le système *SigmaTome II*, sont d'abord présentés. Nous décrivons ensuite comment le module de multiplexage développé au cours de ce projet s'intègre à ce système pour obtenir des images tridimensionnelles.

3.1.1 Le système *SigmaTome II*

Une photographie et un schéma-bloc des composants du système *SigmaTome II* sont présentés aux figure 3.1 et 3.2 respectivement. Ce système comprend :

- Un ordinateur personnel (PC), dont les principaux rôles sont la gestion de la séquence d'acquisition de données et la reconstruction d'images.
- Un module de synthèse et de démodulation (MSD), qui génère la porteuse de référence et démodule les signaux mesurés par les électrodes.
- Un module d'électrodes actives (MÉA), qui regroupe les circuits analogiques (sources de courant, préamplificateurs, etc) formant l'interface avec les électrodes.

Par l'intermédiaire d'une interface graphique exécutée sur le PC, l'utilisateur définit les paramètres d'acquisition de données. Ces paramètres sont transmis au micro-contrôleur USB qui effectue l'initialisation des circuits programmables situés dans le MSD et le MÉA. Une porteuse de référence est synthétisée et convertie en un signal analogique (REF_IN). Ce signal détermine dans le MÉA le courant qui sera appliqué

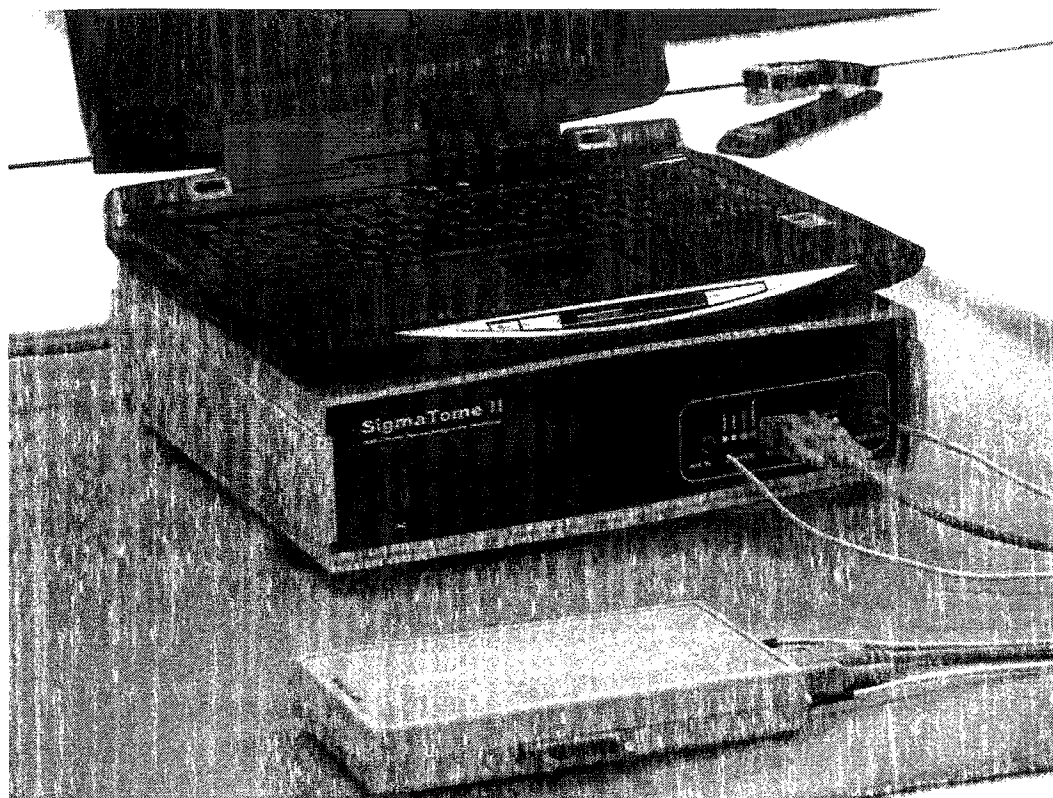
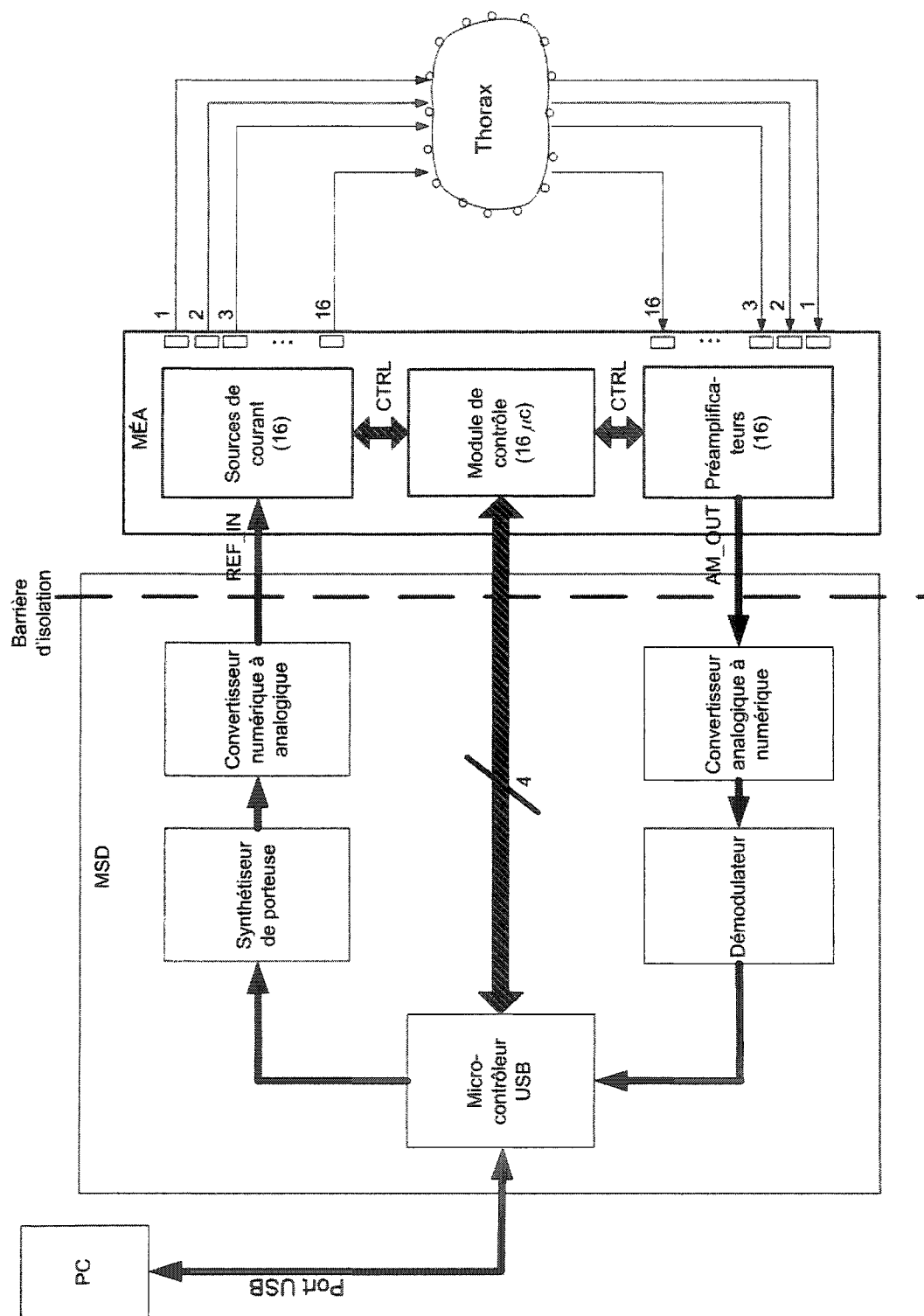


Figure 3.1 Composants du système *SigmaTome II*

au corps par deux électrodes adjacentes. La différence de potentiel résultant du passage de ce courant dans le corps est mesurée entre deux autres électrodes adjacentes par des préamplificateurs du MÉA. On obtient une porteuse modulée en amplitude (AM.OUT) qui est retournée au MSD pour y être numérisée et démodulée. Seize microcontrôleurs situés dans le MÉA et un autre dans le MSD gèrent localement l'acquisition de données en définissant à chaque instant le rôle que jouent les 16 électrodes. Le PC est en liaison avec ces microcontrôleurs via le port USB et peut modifier la séquence par des ordres codés dans un protocole de communications. Les données provenant du démodulateur sont transmises au PC par l'intermédiaire du microcontrôleur USB, où elles servent à la reconstruction d'images.

Figure 3.2 Schéma-bloc du système *Sigmatome II*

3.1.2 Le module de synthèse et démodulation

Le schéma-bloc du module de synthèse et démodulation (MSD) est présenté à la figure 3.3. Ce module comprend les circuits servant à réaliser les fonctions suivantes :

1. Gestion d'un lien bidirectionnel à haut débit entre le tomographe et le PC. Cette fonction est assurée par un microcontrôleur USB.
2. Synthèse de la porteuse de référence (REF_OUT). Cette porteuse est générée par le circuit désigné DDS (Direct Digital Synthesizer) sur le schéma. La porteuse est une onde sinusoïdale d'amplitude et de fréquence programmables qui sert d'entrée aux convertisseurs tension/courant situés dans le module d'électrodes actives (MÉA).
3. Démodulation de la porteuse provenant du module d'électrodes actives. La chaîne de traitement de cette porteuse (AM_IN), représentant les différences de potentiel mesurées sur le corps du patient, comprend : i) un filtre passe-bas du 8ème ordre, de gain et de fréquence de coupure programmables, ii) un convertisseur Analogique/ Numérique (CAN) de 14 bits qui numérise la porteuse filtrée, au taux de 1.2 mega-échantillons/s, iii) un circuit désigné DDC (Digital Down Converter) qui réalise la démodulation en quadrature de phase de la porteuse numérisée, et iv) une mémoire FIFO qui reçoit les données du DDS avant qu'elles ne soient prises en charge par le microcontrôleur USB.
4. Initialisation et gestion de l'acquisition de données. Le fonctionnement du tomographe est régi par des paramètres transmis aux diverses puces programmables, comme le DDS, le DDC, le filtre passe-bas, etc. L'écriture de ces données dans les registres internes de ces puces est gérée par des circuits logiques implantés dans un réseau de portes programmable (FPGA). Une machine à états, aussi implantée dans le FPGA, génère les différents signaux qui coordonnent l'acquisition de données, y compris les signaux RESET, SYNC, SCANCLK et DSC_IN qui vont au MÉA.

5. Gestion d'une «barrière d'isolation» entre le patient et le secteur. Cette barrière protège le patient en cas de bris dans un des appareils médicaux (par exemple, un moniteur de chevet) auquel le patient serait connecté pendant l'acquisition de données de TIE. La barrière d'isolation est représentée par un trait pointillé au bas du schéma. Les signaux sont transférés d'un côté à l'autre de la barrière par deux transformateurs large bande et quatre optocoupleurs. Un bloc d'alimentation DC conçu pour répondre aux normes médicales d'isolation au secteur est utilisé pour alimenter les circuits du MÉA.

3.1.3 Le module d'électrodes actives

Le MÉA comprend tous les composants électroniques qui forment l'interface avec les électrodes. Son rôle est de diriger la porteuse de référence (REF_IN) vers deux électrodes pour l'application d'un courant électrique, et de mesurer la différence de potentiel (AM_OUT) entre deux autres électrodes, selon la séquence d'acquisition.

Le MÉA est formé de 16 circuits identiques, chacun dédié à une électrode et comprenant : 1) un microcontrôleur, 2) 8 portes linéaires, 3) un convertisseur tension/courant (source Howland), 4) un préamplificateur et 5) un circuit d'asservissement pour l'écran du câble d'électrode. Le schéma-bloc du MÉA est présenté à la figure 3.4. Notons que les circuits non essentiels à la compréhension du fonctionnement du MÉA ne sont pas représentés. Le schéma-bloc est séparé en deux parties ; la partie supérieure illustre la chaîne de traitement de signal entre la porteuse de référence et les électrodes, alors que la partie inférieure illustre la chaîne de traitement entre les électrodes et la porteuse modulée.

Sur la partie supérieure du schéma, la porteuse de référence REF_IN provenant du MSD est reliée à un amplificateur qui produit des signaux complémentaires V_{ref+} et V_{ref-} . Ces signaux sont distribués sur tout le MÉA par un bus analogique. Chaque

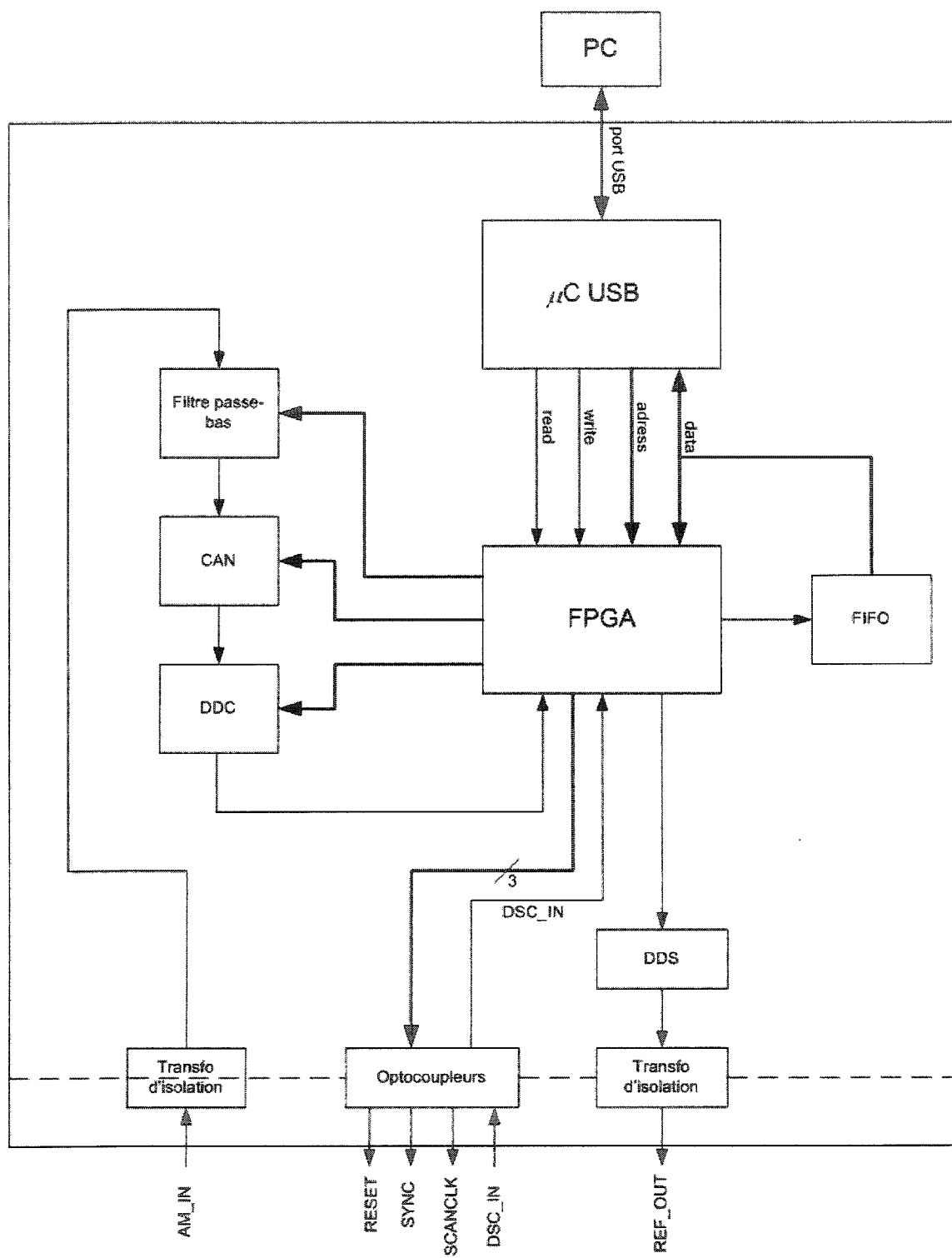


Figure 3.3 Schéma-bloc du module de synthèse et de démodulation (MSD)

électrode a son propre microcontrôleur qui, à chaque instant de la séquence d'acquisition, déterminera lequel des signaux V_{ref+} , V_{ref-} , ou bien une haute impédance, sera appliqué à l'entrée d'un circuit convertisseur tension/courant appelé «source de Howland». La connexion de l'entrée de la source de Howland à V_{ref+} fait de l'électrode qui lui est associée une source de courant, tandis que la connexion à V_{ref-} fait de l'électrode un puits de courant. Tous les convertisseurs non reliés à V_{ref+} ou V_{ref-} ont leur entrée rappelée à la masse par une résistance; les électrodes qui leur sont associés n'appliquent alors qu'un courant infinitésimal au corps et peuvent être considérées comme des circuits ouverts.

Sur la partie inférieure du schéma, chaque électrode est reliée à un préamplificateur qui présente une grande impédance d'entrée à la fréquence de la porteuse. À chaque instant de la séquence d'acquisition, les microcontrôleurs dirigent deux des seize signaux vers les lignes A+ et A- d'un bus analogique. Les sorties des 14 autres préamplificateurs sont débranchées du bus. Un amplificateur d'instrumentation (AI) effectue la différence de potentiel entre les deux lignes du bus et produit le signal AM_OUT.

3.1.4 Le module de multiplexage

Afin de générer des images 3D, il est nécessaire d'effectuer des mesures sur plus d'un plan d'électrodes. En intercalant un module de multiplexage entre le MSD et quatre MÉA, un total de 64 électrodes est obtenu sur quatre plans. Le rôle de ce module est d'effectuer le multiplexage de la porteuse de référence (REF_IN) et de la porteuse modulée en amplitude (AM_OUT), tout en contrôlant la séquence d'acquisition des signaux par le protocole de communication. Il comprend : 1) un microcontrôleur, 2) deux matrices 8 par 8 de portes linéaires (Crosspoint switch), 3) un CPLD (Complex

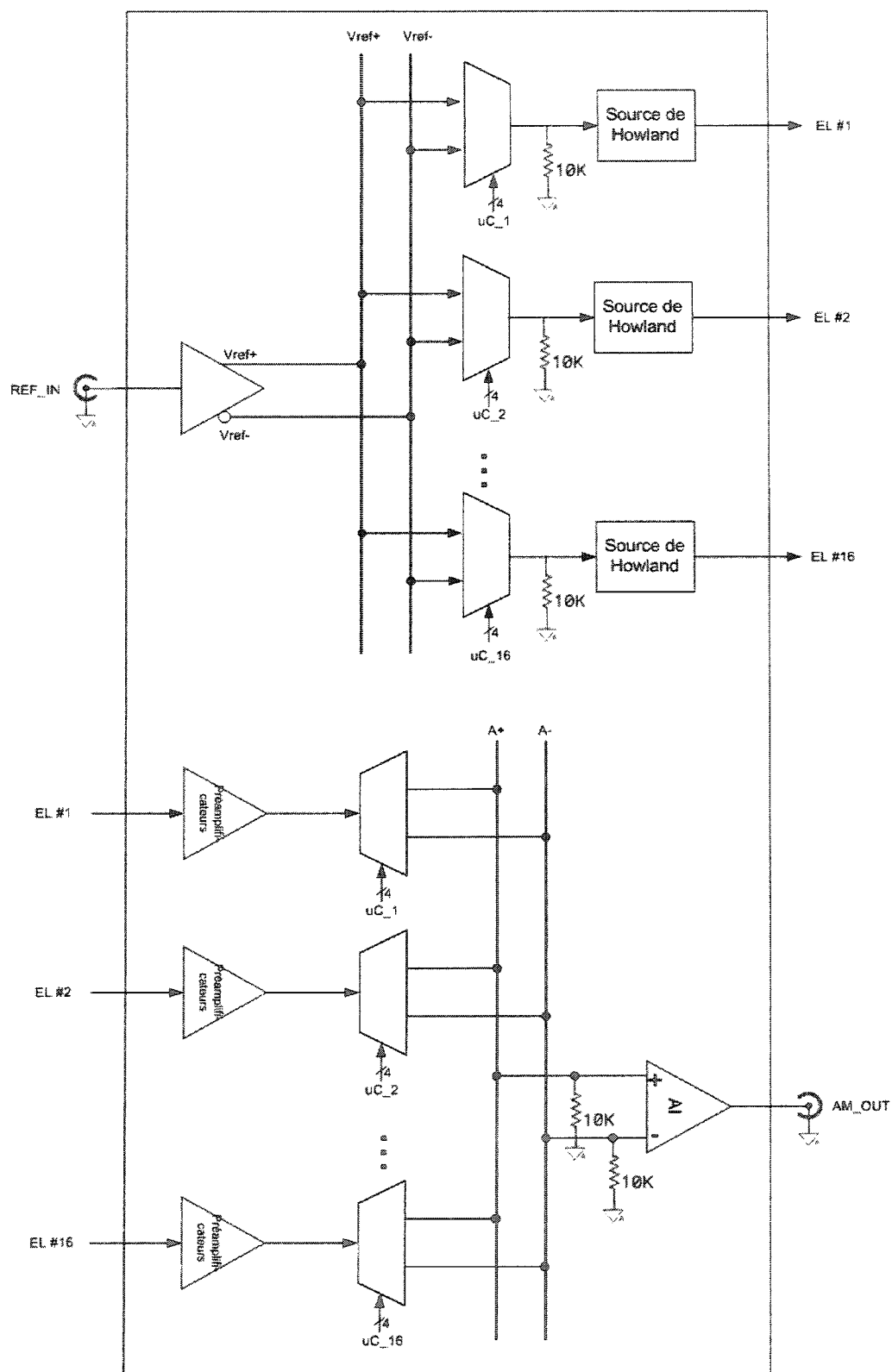


Figure 3.4 Schéma-bloc du module d'électrodes actives (MÉA)

Programmable Logic Device), 5) des circuits accessoires (bloc d'alimentation isolé, régulateurs de tension, indicateurs DEL, etc).

La figure 3.5 illustre le schéma-bloc du module de multiplexage. Les signaux provenant du MSD sont placés à gauche du schéma et les signaux provenant des quatre MÉA sont placés à droite. Le microcontrôleur reçoit les signaux RESET, SYNC SCANCLK et DSC_IN1-4 servant à contrôler la séquence d'acquisition. Au moment de l'application du courant, le microcontrôleur commande à la matrice de portes linéaires dédiée à REF_IN de rediriger cette porteuse vers REF_OUT1, REF_OUT2, REF_OUT3 ou REF_OUT4, selon la séquence d'acquisition. Si le courant est appliqué entre deux électrodes d'un même MÉA, seul ce MÉA recevra la porteuse. Par contre, si le courant est appliqué entre deux électrodes placées sur des MÉA différents, les deux MÉA recevront la porteuse. Pour la mesure des différences de potentiels, le microcontrôleur commande à la matrice de portes linéaires dédiée à AM_OUT de sélectionner la porteuse modulée en amplitude AM_IN1, AM_IN2, AM_IN3 ou AM_IN4. Si le potentiel est mesuré entre deux électrodes placées sur des MÉA différents, une différence de potentiel est effectuée entre les deux porteuses concernées.

Le CPLD est une puce programmable qui permet le multiplexage des signaux numériques de contrôle (SYNC, SCANCLK et DSC_IN) et l'intégration de monostables destinés à l'affichage de ces signaux par des diodes électroluminescentes. La programmation a été effectuée à l'aide du langage de description VHDL (Very High Speed Integrated Circuits Hardware Description Language). Le schéma-bloc du CPLD est présenté à la figure 3.6 Une bascule D suivie d'une latch a été ajoutée aux multiplexeurs numériques afin de programmer le CPLD par le microcontrôleur selon la même méthode que celle développée par le manufacturier des matrices de portes linéaires (Crosspoint switch). La bascule D sert à garder en mémoire la nouvelle sélection par le microcontrôleur. Lorsque le microcontrôleur est prêt à passer à la

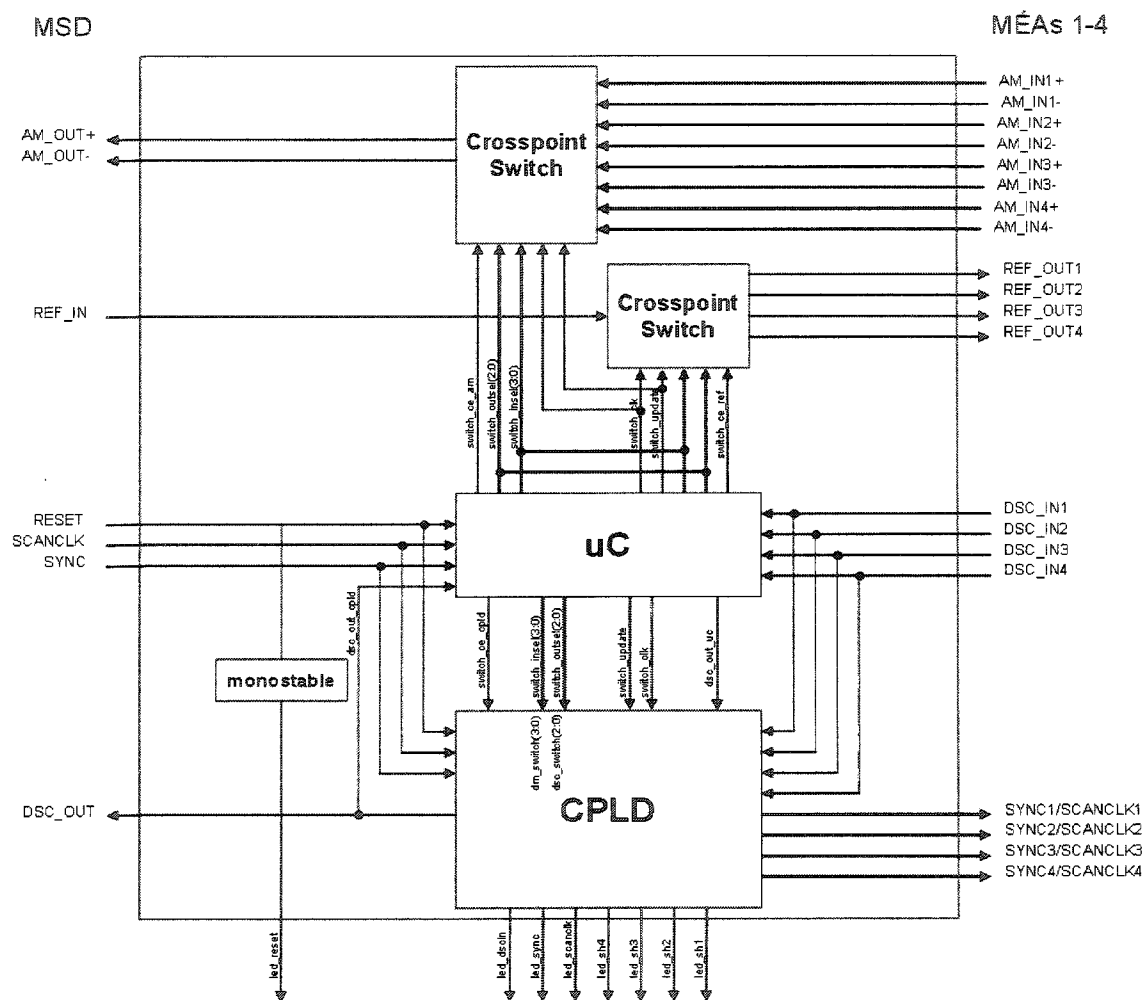


Figure 3.5 Schéma-bloc du module de multiplexage (MUX)

configuration suivante, un niveau logique zéro sur les ports «switch_update_n» et «switch_ce_cp1d_n» permet de transférer les données aux multiplexeurs.

Les multiplexeurs analogiques (Crosspoint switch sur le schéma de la figure 3.5) servent à rediriger les porteuses REF_IN et AM_OUT. Idéalement, ces composants doivent être transparents, c'est-à-dire qu'ils doivent le moins possible altérer le signal. Différents multiplexeurs sont offerts sur le marché ; comme cette étape de la conception est cruciale dans la réussite de la carte de multiplexage, nous avons analysé les caractéristiques de ceux qui nous semblaient les plus prometteurs. Cette analyse est présentée à l'annexe A.

Le microcontrôleur, quant à lui, définit à chaque instant le rôle de chaque électrode dans la chaîne d'acquisition (source de courant, puits de courant, suiveur de tension, inverseur de tension). Deux modes d'acquisition ont été implantés : le mode séquentiel et le mode chaîné. Ces modes sont brièvement décrits ci-dessous.

Mode séquentiel : Ce mode est une extension de celui utilisé dans les tomographes 2D. Il consiste à utiliser les 16 électrodes d'un même plan pour obtenir une trame comprenant 208 mesures d'impédance et de répéter ce procédé pour chacun des M plans d'électrodes. Ce mode d'acquisition permet de reconstruire M images 2D. La distribution de conductivité du milieu tridimensionnel est alors représentée par M coupes transversales.

Mode chaîné : Ce mode consiste à considérer les électrodes situées sur M plans différents comme une chaîne continue de $M*16$ électrodes. Avec $M=4$ plans, on obtient alors une trame de 3904 mesures. Cette trame est utilisée pour reconstruire une image 3D au moyen de l'algorithme décrit au chapitre 4.



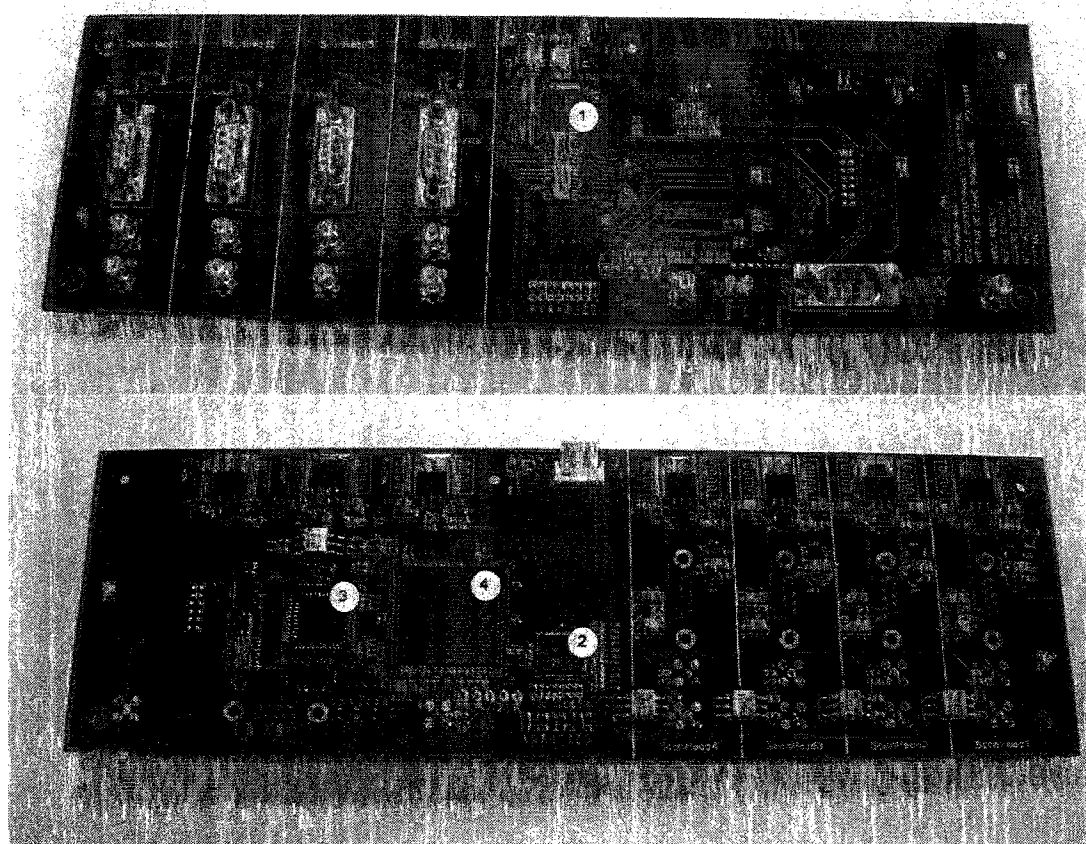


Figure 3.7 Vues recto verso du circuit imprimé du module de multiplexage : (1,2) Les multiplexeurs analogiques, (3)Le microcontrôleur, (4)Le CPLD

Une photographie du circuit imprimé du module de multiplexage est présentée à la figure 3.7. Les principaux circuits intégrés, soient les deux multiplexeurs analogiques, le microcontrôleur et le CPLD sont indentifiés par des numéros.

Le schéma-bloc de la structure finale du tomographe 3D est illustré à la figure 3.8. Le module de multiplexage s'insère dans le système *SigmaTome II*, entre le MSD et quatre MÉA. Il occupe trois fonctions principales :

- Au moment de l'application des courants, il prend la porteuse de référence REF_IN et la redirige vers un ou deux MÉA où se trouvent les électrodes identifiées comme «source de courant» et «puits de courant».
- Au moment de la mesure des potentiels, il prend le signal AM_OUT venant de un ou deux MÉA où se trouvent les électrodes identifiées comme «suiveur de tension» et «inverseur de tension» et le transmet au MSD.
- En tout temps, il transmet les quatre signaux de contrôle (RESET, SYNC, SCAN-CLK et DSC).

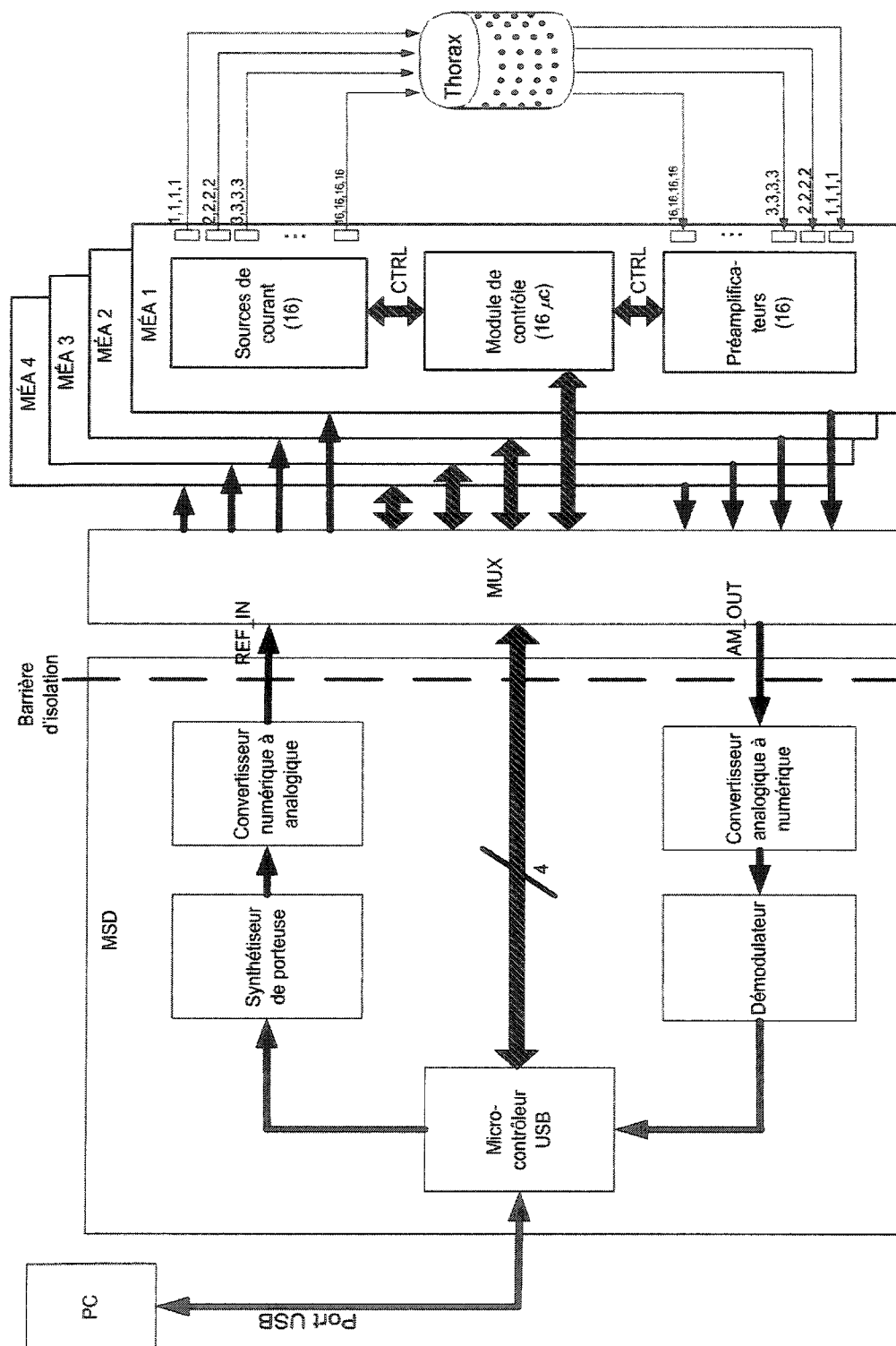


Figure 3.8 Schéma-bloc du tomographe 3D

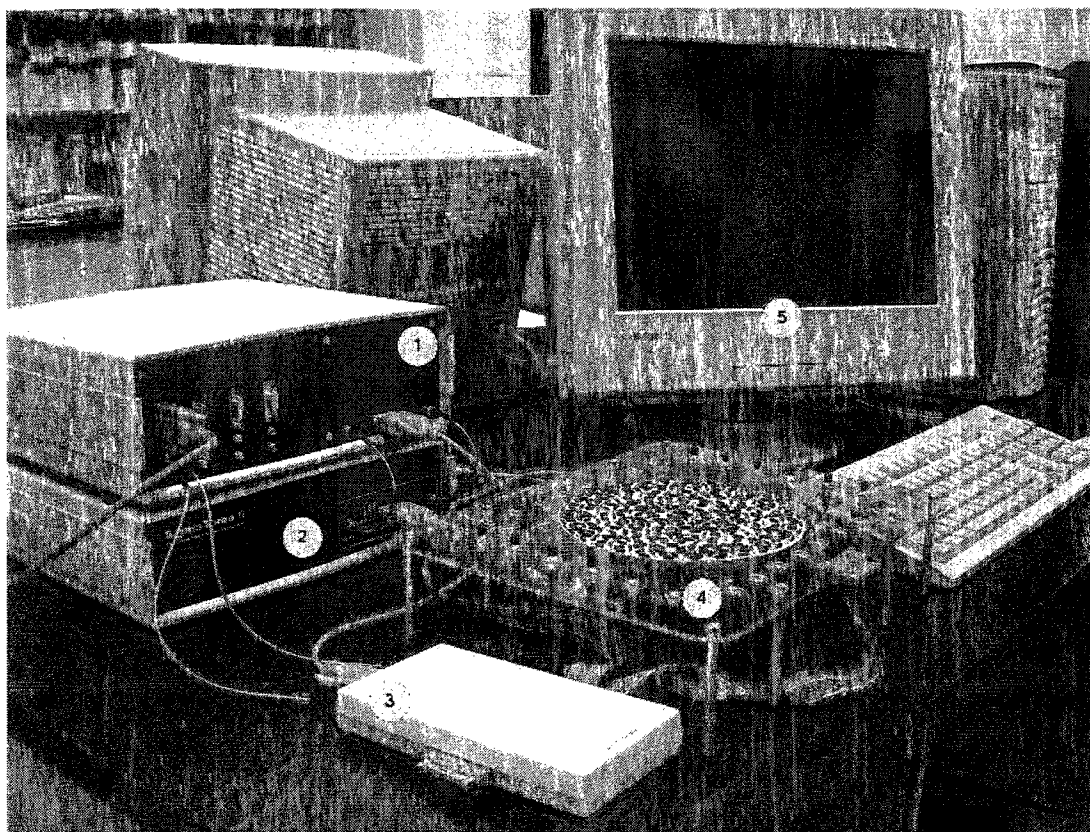


Figure 3.9 Montage servant à évaluer les performances du tomographe 3D : (1) module de multiplexage, (2) MSD, (3) MÉA, (4) réseau de résistances, (5) PC.

3.2 Analyse des performances du tomographe 3D

Des essais en laboratoire ont été réalisés pour évaluer la précision des mesures, le rapport signal/bruit et le crosstalk du tomographe 3D. Le montage expérimental utilisé pour ces essais est illustré à la figure 3.9. Il comprend : 1) le module de multiplexage (MUX), 2) le MSD, 3) un MÉA, 4) un «fantôme» formé d'un réseau de résistances et 5) un PC. Le fantôme (figure 3.10) représente un milieu circulaire de conductivité homogène. Les impédances de transfert de ce fantôme sont connues avec une grande précision et sont très stables (Gagnon, 2003).

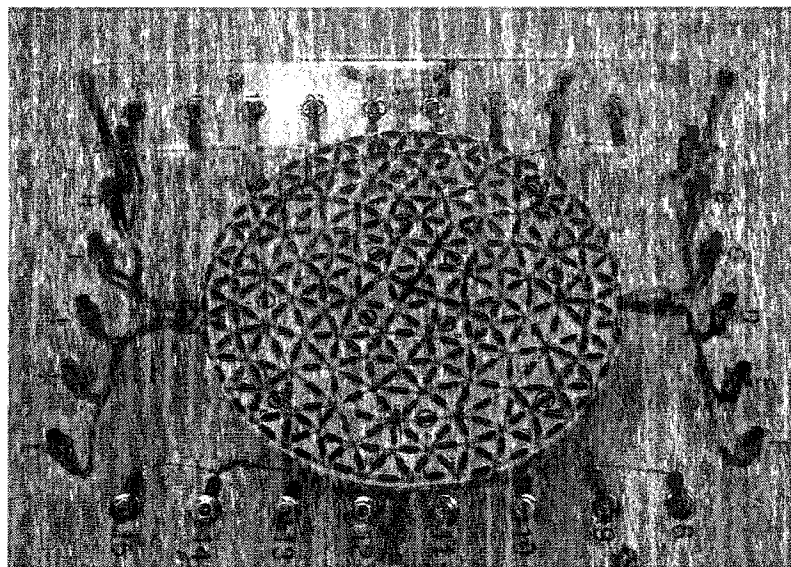


Figure 3.10 Fantôme formé d'un réseau de résistances de précision

3.2.1 Précision des mesures

Pour évaluer la précision du système, des données de TIE ont été acquises sur le fantôme en utilisant chacune des quatre entrées du module de multiplexage à tour de rôle. Après avoir branché le MÉA à une entrée du module de multiplexage, on a acquis 1000 trames à 10 cadences différentes, allant de 4,71 à 21,85 trames par seconde. La cadence de 21,85 trames par seconde est la fréquence la plus rapide du système, alors que la cadence de 4,71 trames par seconde correspond à un minimum acceptable pour effectuer des acquisitions en temps réel. Les données d'un «essai» étaient donc constituées de 1000 trames de 416 mesures chacune, acquises à une cadence donnée et pour une entrée donnée du module de multiplexage. La moyenne et l'écart type de chaque mesure de la trame ont ensuite été calculées avec les données acquises en 40 essais (4 entrées fois 10 cadences d'acquisition). Pour évaluer l'impact du module de multiplexage sur la précision du système 10 essais supplémentaires ont été réalisés aux mêmes cadences d'acquisition, mais avec le MÉA relié directement au MSD.

Pour chaque mesure m_i , l'erreur relative ER_i a été évaluée en comparant la valeur moyenne ($E(m_i)$) pour les mille trames à la valeur théorique m_i^T calculée pour le fantôme :

$$ER_i = \frac{E(m_i) - m_i^T}{m_i^T} * 100\% \quad (3.1)$$

On obtient ainsi la précision :

$$P_i = 100\% - |ER_i| \quad (3.2)$$

où $|ER_i|$ représente la valeur absolue de ER_i .

La figure 3.11 montre l'erreur relative de chacune des mesures lorsque le MÉA est connecté à l'entrée 1 du module de multiplexage, pour une cadence de 6,16 trames par seconde. L'image du haut présente la forme du signal de TIE pour une trame. Le signal théorique pour le fantôme est représenté en pointillé. On remarque que la trame comporte 416 mesures plutôt que les 208 mentionnées à la section 2.2. Ceci est dû à une particularité du démodulateur qui répète deux fois chaque mesure, mais ceci est sans conséquence sur les résultats. Selon la méthode d'acquisition par électrodes adjacentes, l'espacement graduel des électrodes d'application de courant et des électrodes de mesure de tension crée des plateaux dans le signal de TIE. L'erreur relative est beaucoup plus grande lorsque le signal passe d'un plateau à l'autre. Ceci est dû au fait que les mesures consécutives sont partiellement corrélées entre elles par le filtre passe-bas intégré au démodulateur (Gagnon, 2003). Notons qu'un ajustement linéaire a été effectué à la figure 3.11 afin de superposer le signal théorique, calculé en volts, et le signal réel, exprimé en unités arbitraires (UA). Les UA correspondent aux données numériques provenant du démodulateur. Ces données sont représentées par des mots de 16 bits et leur plage dynamique est de -32768 à +32767. Il est possible de convertir ces valeurs arbitraires en volts par un calibrage du système mais l'algorithme MAP utilisé pour la reconstruction d'images n'exige pas cette conversion.

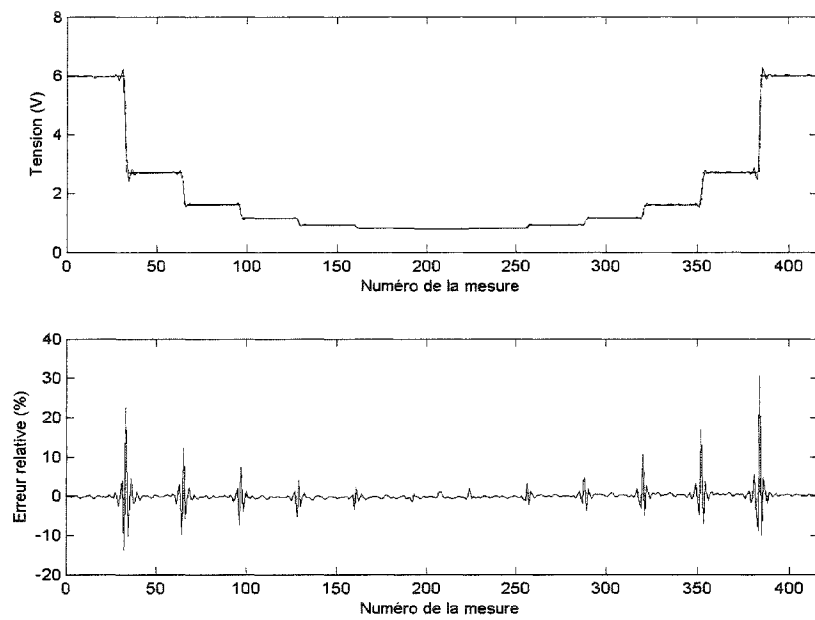


Figure 3.11 Haut : comparaison entre le signal de TIE mesuré sur le fantôme et le signal théorique. Ce dernier est représenté en pointillé. Bas : erreur relative de chacune des mesures en utilisant l'entrée 1 du module de multiplexage pour une cadence de 6,16 trames par seconde.

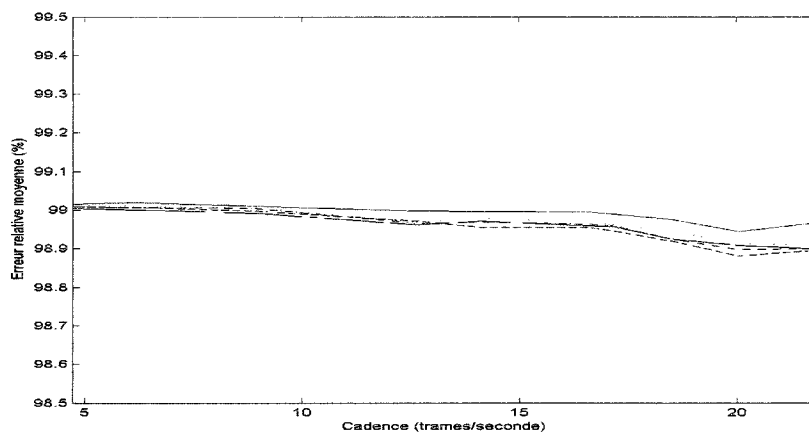


Figure 3.12 Précision moyenne en fonction de la cadence d'acquisition. La courbe en rouge représente le cas sans module de multiplexage, et les courbes en noir représentent les cas où le MÉA est relié à chacune des quatre entrées du module de multiplexage.

La précision des mesures obtenues pour le système de TIE sans module de multiplexage (entrée 0) et pour les quatre entrées du module de multiplexage est compilée au tableau 3.1. On y trouve la moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum pour les dix cadences d'acquisition. La précision moyenne a été tracée à la figure 3.12, pour les cinq configurations d'entrée au module de multiplexage. On observe que la précision moyenne varie peu avec la cadence d'acquisition, et qu'elle se situe entre 98,88% et 99,02%. Une légère perte de précision est visible pour les quatre courbes représentant les quatre entrées du module de multiplexage, comparativement à la courbe du système sans module de multiplexage (en rouge). L'ajout du module de multiplexage modifie donc légèrement le signal, puisque la précision diminue de seulement 0,07% à une cadence de 21,85 trames par seconde.

3.2.2 Rapport signal/bruit

L'analyse du rapport signal/bruit a été effectuée avec les mêmes données que pour l'analyse de la précision. Le rapport signal/bruit (RSB) est évalué pour chaque mesure en calculant la moyenne $E(m_i)$ de cette mesure et sa variance $Var(m_i)$ pour les mille trames acquises :

$$RSB_i = 20 \log \frac{E(m_i)}{\sqrt{Var(m_i)}} \quad (3.3)$$

Le rapport signal/bruit pour le système de TIE sans module de multiplexage (entrée 0) et pour les quatre entrées du module de multiplexage est compilé au tableau 3.2. La moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum du RSB sont calculés en dB pour les dix cadences d'acquisition. La figure 3.13 présente la moyenne du RSB en fonction de la cadence d'acquisition, pour les cinq configurations de multiplexage. On voit que le RSB diminue lorsque la cadence augmente. De plus, une diminution du RSB d'environ 0,78 dB à 21,85 trames par seconde se produit entre le cas où le MÉA est relié directement au MSD (courbe en rouge) et les cas où le MÉA est relié à chacune des quatre entrées du module de multiplexage. Ce résultat témoigne d'une conception soignée du module de multiplexage puisque la perte de rapport signal/bruit est très faible.

L'observation des quatre courbes liées aux quatre entrées du module de multiplexage aux figures 3.12 et 3.13 permet de conclure que les entrées du module de multiplexage sont symétriques. En effet, tant pour l'analyse de précision que pour l'analyse de bruit, on ne dénote pas de différence remarquable entre les quatre courbes.

Tableau 3.1 Précision des mesures de TIE pour une cadence donnée. Les quatre entrées du module de multiplexage sont considérées (entrées 1,2,3,4), de même que le système sans module de multiplexage (entrée 0).

Entrée du multiplexeur	Cadence (Trames par secondes)	Précision			
		Moyenne (%)	Écart-type (%)	Minimum (%)	Maximum (%)
0	4.71	99.0156	2.9686	58.3909	99.9994
0	6.16	99.0188	2.6055	68.9920	99.9994
0	8.90	99.0096	2.7519	63.2398	99.9995
0	12.65	98.9978	3.8323	43.3627	99.9994
0	14.14	98.9963	3.2525	52.8582	99.9995
0	16.58	98.9941	2.6212	67.6917	99.9999
0	17.17	98.9895	2.7459	63.3261	99.9993
0	18.49	98.9754	3.2365	52.7098	99.9995
0	20.03	98.9441	4.0706	39.6435	99.9992
0	21.85	98.9670	3.0670	56.2614	99.9994
1	4.71	99.0131	2.9511	58.7611	100.0000
1	6.16	99.0096	2.5949	69.4798	99.9991
1	8.90	99.0055	2.7837	62.4063	99.9999
1	12.65	98.9683	3.7441	44.6884	99.9996
1	14.14	98.9785	3.1731	54.2952	99.9997
1	16.58	98.9698	2.6617	66.0621	99.9944
1	17.17	98.9624	2.8127	61.5247	99.9986
1	18.49	98.9440	3.3491	50.6989	99.9984
1	20.03	98.9135	3.9197	41.9144	99.9995
1	21.85	98.9091	2.9488	58.7061	99.9995
2	4.71	99.0043	2.9511	58.7296	99.9992
2	6.16	99.0003	2.5942	69.4453	99.9994
2	8.90	98.9924	2.7803	62.4310	99.9993
2	12.65	98.9619	3.7451	44.6673	100.0000
2	14.14	98.9719	3.1736	54.2776	99.9976
2	16.58	98.9591	2.6602	66.0564	99.9988
2	17.17	98.9559	2.8114	61.5584	99.9988
2	18.49	98.9248	3.3448	50.7130	99.9996
2	20.03	98.9092	3.9237	41.8250	99.9986
2	21.85	98.8997	2.9491	58.6378	99.9945
3	4.71	99.0083	2.9518	58.7357	99.9988
3	6.16	99.0070	2.5960	69.4485	99.9967
3	8.90	99.0038	2.7843	62.4009	99.9999
3	12.65	98.9654	3.7434	44.6719	99.9967
3	14.14	98.9685	3.1728	54.2765	99.9998
3	16.58	98.9636	2.6624	66.0238	99.9974
3	17.17	98.9587	2.8135	61.4793	99.9966
3	18.49	98.9243	3.3474	50.6627	99.9981
3	20.03	98.8982	3.9189	41.9206	99.9997
3	21.85	98.8991	2.9471	58.7301	99.9992
4	4.71	99.0089	2.9517	58.7408	99.9984
4	6.16	99.0064	2.5952	69.4663	99.9995
4	8.90	98.9968	2.7822	62.4041	99.9981
4	12.65	98.9708	3.7419	44.7051	99.9996
4	14.14	98.9556	3.1728	54.2542	99.9981
4	16.58	98.9554	2.6605	66.0243	99.9985
4	17.17	98.9457	2.8118	61.4972	99.9958
4	18.49	98.9201	3.3462	50.6942	99.9989
4	20.03	98.8814	3.9191	41.8998	99.9970
4	21.85	98.8958	2.9475	58.7000	99.9975

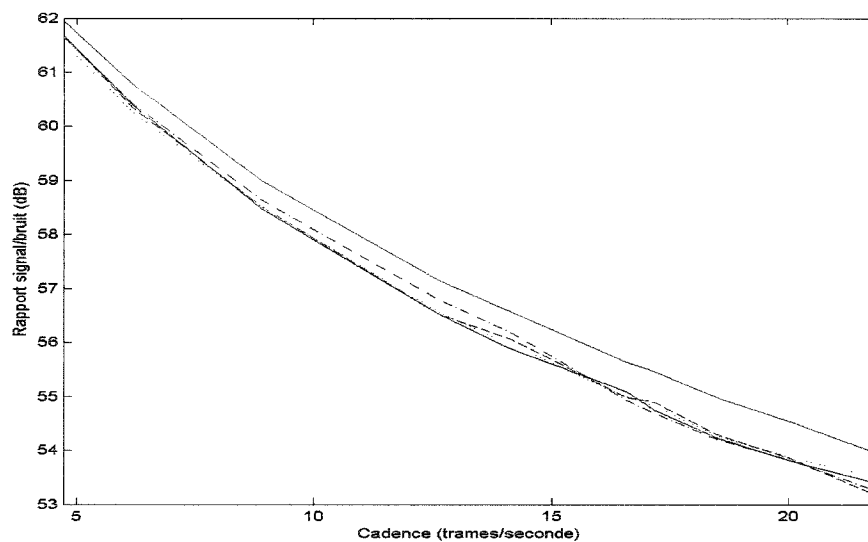


Figure 3.13 Moyenne du rapport signal/bruit des mesures de TIE en fonction de la cadence d'acquisition. La courbe en rouge représente le cas sans module de multiplexage, et les courbes en noir représentent les quatre entrées du module de multiplexage.

3.2.3 Analyse du Crosstalk

Le crosstalk se définit comme l'interférence causée par un couplage électromagnétique entre les fils conducteurs. Par exemple, un effet de crosstalk se produit lorsqu'un champ magnétique provenant d'une variation de courant dans un fil induit un courant dans un autre fil parallèle à ce dernier. Le crosstalk peut être réduit en ajoutant une gaine sur les câbles ou en augmentant la distance entre les deux fils conducteurs. Pour le cas d'un multiplexeur analogique, les entrées du multiplexeur sont disposées côte-à-côte, et le crosstalk est inévitable. Les spécifications du fabricant donnent une mesure en dB qui définit le gain à la sortie lorsqu'un signal est présent sur une entrée A, alors que l'entrée B est sélectionnée. L'expérience qui suit permet d'évaluer le niveau de crosstalk pour le tomographe 3D en entier.

Tableau 3.2 Rapport signal/bruit des mesures de TIE pour une cadence donnée. Les quatre entrées du module de multiplexage sont considérées (entrées 1,2,3,4), de même que le système sans module de multiplexage (entrée 0).

Entrée du multiplexeur	Cadence (Trames par secondes)	Rapport signal/bruit			
		Moyenne (dB)	Ecart-type (dB)	Minimum (dB)	Maximum (dB)
0	4.71	61.9579	5.8601	55.4225	73.7604
0	6.16	60.7864	5.9662	54.3984	72.6399
0	8.90	58.9970	5.9715	52.4106	70.9233
0	12.65	57.1402	5.9378	50.5371	69.2137
0	14.14	56.5651	5.8642	49.8971	68.6525
0	16.58	55.6356	5.8387	48.9258	67.7808
0	17.17	55.4640	5.8783	48.5235	67.8234
0	18.49	54.9812	5.8313	47.9775	67.2557
0	20.03	54.5257	5.8327	47.8448	66.7280
0	21.85	53.9343	5.7707	47.2452	66.2352
1	4.71	61.5453	5.6026	55.2001	72.9366
1	6.16	60.2737	5.6006	53.8827	71.8195
1	8.90	58.5218	5.5291	52.1940	70.3371
1	12.65	56.5488	5.3706	50.2323	68.7404
1	14.14	55.9675	5.5222	49.1219	68.1662
1	16.58	54.9985	5.3109	48.3292	67.1014
1	17.17	54.8354	5.3514	48.2807	67.4994
1	18.49	54.2721	5.3506	47.7230	66.6760
1	20.03	53.8804	5.3005	47.6102	66.2600
1	21.85	53.4841	5.3895	47.1715	66.0313
2	4.71	61.6867	5.7802	55.1079	73.7869
2	6.16	60.4093	5.7274	54.0204	72.3332
2	8.90	58.4761	5.5404	52.2973	70.6029
2	12.65	56.5155	5.4835	50.3064	68.8776
2	14.14	55.8788	5.5656	49.3795	68.3981
2	16.58	55.0932	5.5317	48.7883	67.4154
2	17.17	54.7470	5.4220	48.5994	67.1846
2	18.49	54.2382	5.1490	48.1487	66.2822
2	20.03	53.8078	5.3390	47.4367	66.3741
2	21.85	53.3924	5.4681	46.4429	65.6697
3	4.71	61.6546	5.6693	55.1942	72.9274
3	6.16	60.4320	5.7895	54.0752	72.3848
3	8.90	58.6390	5.7705	52.1076	70.4998
3	12.65	56.7936	5.6690	50.5217	69.1353
3	14.14	56.1827	5.6995	49.8623	68.3058
3	16.58	54.9382	5.4562	48.2245	67.1288
3	17.17	54.6842	5.4499	47.5245	67.4448
3	18.49	54.2099	5.3006	47.7740	66.5653
3	20.03	53.8120	5.2929	47.2503	65.9594
3	21.85	53.2343	5.2195	47.0462	65.6995
4	4.71	61.6780	5.8012	55.4001	73.4631
4	6.16	60.3628	5.7877	53.9645	72.2487
4	8.90	58.5150	5.6336	52.0211	70.7617
4	12.65	56.5160	5.4786	50.0706	69.0391
4	14.14	56.0645	5.4687	49.9823	68.3705
4	16.58	54.9845	5.2661	48.6317	67.6753
4	17.17	54.9008	5.4259	48.5413	67.1376
4	18.49	54.2969	5.2527	47.8566	66.6456
4	20.03	53.8484	5.2993	47.3468	66.4835
4	21.85	53.1503	5.1881	46.7554	66.0300

Cette expérience a été réalisée avec deux modules d'électrodes actives. Le premier MÉA était relié au fantôme, tandis que le second avait son entrée REF_IN à la masse. L'entrée 1 du module de multiplexage était reliée au premier MÉA, et l'entrée 2 au second MÉA. Le module de multiplexage a été configuré de façon à alterner entre les entrées 1 et 2. Une nouvelle série de mille trames a été acquise pour dix cadences d'acquisition. Les moyennes des différences de potentiel en unités arbitraires de chacune des mesures de TIE à une cadence de 6,16 trames par seconde sont présentées à la figure 3.14. L'entrée 1 apparaît en trait plein, et l'entrée 2, en trait pointillé. Pour l'entrée 1, on observe une chute de tension au début de la trame. Au même moment, une hausse de tension équivalente est présente à l'entrée 2. Ceci correspond au moment où les deux trames sont commutées. Ainsi, les mesures effectuées par une entrée du module de multiplexage configuré en mode séquentiel cause un bruit dans les mesures effectuées par une autre entrée. Ceci s'explique par le fait que les mesures consécutives sont corrélées entre elles, et donc les mesures de la fin de la trame de l'entrée 1 influencent les mesures du début de la trame de l'entrée 2 et vice-versa. Cette corrélation des mesures influencera le crosstalk du système lorsque le module de multiplexage sera configuré en mode séquentiel. Par contre, en mode chaîné, cet effet n'aura pas lieu, puisque l'acquisition des mesures s'effectuera de façon consécutive.

Pour chaque mesure de l'entrée 1 (m_i) et de l'entrée 2 (n_i), le crosstalk (CTK_i) est évalué en calculant d'abord la moyenne ($E(m_i)$ et $E(n_i)$) pour les mille trames, puis en appliquant la formule suivante :

$$CTK_i = 20 \log \frac{E(n_i)}{E(m_i)} \quad (3.4)$$

Les valeurs de crosstalk calculées pour les dix cadences d'acquisition sont compilées au tableau 3.3. La moyenne, l'écart-type, le minimum et le maximum sont présentés en dB. Notons que l'écart-type et le maximum sont élevés vu la corrélation entre les

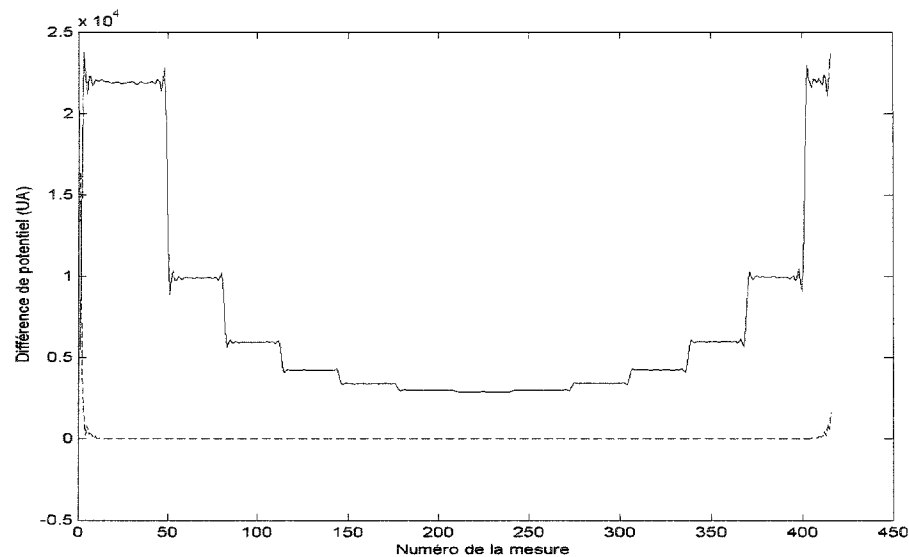


Figure 3.14 Différence de potentiel de chacune des mesures de TIE pour une cadence de 6.16 trames par seconde, lorsque le module de multiplexage alterne entre l'entrée 1 (en trait plein) et l'entrée 2 (en pointillé).

mesures des deux entrées. À une cadence de 21,85 trames par seconde, on obtient un crosstalk moyen de -61,1 dB, ce qui signifie qu'un signal présent sur l'entrée 1 apparaît sur l'entrée 2 atténué d'un facteur 1135. L'effet combiné du crosstalk inhérent au multiplexeur analogique et de la corrélation entre les mesures consécutives cause ce niveau de crosstalk pour le tomographe 3D. La figure 3.15 présente la moyenne du crosstalk en fonction de la cadence d'acquisition. On voit que le crosstalk augmente avec la cadence.

3.3 Discussion

Au cours de ce chapitre, toutes les étapes de la conception matérielle du tomographe 3D sont couvertes. Les différents composants du tomographe 2D sont décrits, ainsi

Tableau 3.3 Crosstalk calculé sur les mesures de TIE pour une cadence donnée lorsque le module de multiplexage alterne entre l'entrée 1 et l'entrée 2

Entrées du multiplexeur	Cadence (Trames par secondes)	Crosstalk			
		Moyenne (dB)	Écart-type (dB)	Minimum (dB)	Maximum (dB)
1 et 2	4.71	-68.2336	9.5231	-82.5642	5.8485
1 et 2	6.16	-67.2800	9.5706	-81.7974	9.5679
1 et 2	8.90	-65.6406	9.3764	-79.9399	16.2733
1 et 2	12.65	-63.9803	9.9530	-78.2106	40.8066
1 et 2	14.14	-63.3102	9.6269	-77.5331	28.2337
1 et 2	16.58	-62.6354	9.5944	-76.8453	22.1832
1 et 2	17.17	-62.5305	9.6159	-76.7663	22.1038
1 et 2	18.49	-62.0241	9.8115	-76.2039	23.2178
1 et 2	20.03	-61.6254	10.4745	-75.9247	49.7131
1 et 2	21.85	-61.1212	10.0744	-75.2272	27.5678

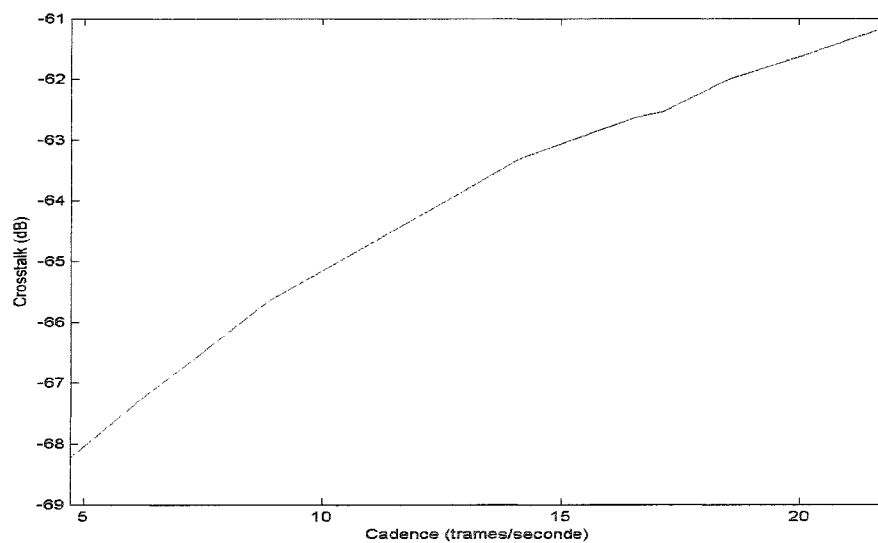


Figure 3.15 Moyenne du crosstalk en fonction de la cadence d'acquisition lorsque le module de multiplexage alterne entre l'entrée 1 et l'entrée 2

que la méthode d'intégration du module de multiplexage dans le système de façon à obtenir des mesures à partir de 64 électrodes. Une description des composants du module de multiplexage et leur rôle respectif est ensuite donnée. Afin d'évaluer les performances du système, des analyses de précision, de niveau de bruit et de crosstalk ont été effectuées.

L'étude de précision montre que l'ajout du module de multiplexage a un impact très faible sur la précision des données de TIE. En effet, une baisse de précision d'environ 0.07% à une cadence de 21,85 trames par seconde a été calculée, pour une précision initiale de 98,97%. L'étude du niveau de bruit montre aussi une très faible détérioration du signal de TIE par l'ajout du module de multiplexage. Une baisse du RSB d'environ 0,78 dB à 21,85 trames par seconde se produit, pour un RSB initial de 53,93 dB. Ce résultat témoigne d'une conception soignée du module de multiplexage puisque la perte de rapport signal/bruit est très faible. Ces deux études ont aussi montré que les entrées du module de multiplexage sont symétriques, puisqu'on ne dénote pas de différence remarquable entre les quatre courbes, tant pour l'analyse de précision que pour l'analyse de bruit.

L'étude du crosstalk a permis d'observer un effet de corrélation entre les mesures acquises par deux entrées différentes, lorsque le module de multiplexage est configuré en mode séquentiel. En effet, le signal mesuré sur l'entrée 1 est visible sur l'entrée 2 au début de la trame, ce qui a pour effet d'augmenter le crosstalk. À une cadence de 21,85 trames par seconde, un crosstalk moyen de -61,1 dB a été calculé. Il correspond à l'effet combiné du crosstalk inhérent au multiplexeur analogique et de la corrélation entre les mesures consécutives. Notons que l'effet de corrélation sera négligeable en mode chaîné, puisque l'acquisition des mesures s'effectuera de façon consécutive.

CHAPITRE 4

ALGORITHMES DE RECONSTRUCTION D'IMAGES 3D

Nous avons décrit au chapitre précédent le tomographe 3D qui permet d'obtenir des mesures de TIE sur quatre niveaux d'électrodes. La seconde étape de ce projet consiste à développer un algorithme qui utilise ces données pour reconstruire des images tridimensionnelles des propriétés électriques d'un volume conducteur. Puisque cet algorithme vise à vérifier le bon fonctionnement de l'instrumentation par des images préliminaires, on n'effectuera pas une étude exhaustive des différentes méthodes de reconstruction possibles. Nous adapterons plutôt un algorithme conçu pour la TIE-2D au domaine 3D. Nous décrirons d'abord cet algorithme et nous présenterons ensuite les résultats de simulations visant à évaluer sa capacité à reconstruire diverses distributions de conductivité.

4.1 Méthodologie

Les principes physiques desquels découlent les équations du problème direct de TIE seront présentés. Ensuite, la méthode de reconstruction d'images tridimensionnelles à l'aide de l'estimateur du maximum a posteriori (MAP) sera introduite.

4.1.1 Physique de la TIE

Lorsqu'une distribution de courant est appliquée à la frontière Γ d'un volume conducteur Ω , un champ de potentiel apparaît à l'intérieur et à la surface de ce milieu, en accord avec les équations de Maxwell. Dans le cas de la TIE, on peut faire trois hypothèses : 1) À la fréquence utilisée, le courant de conduction est dominant par rapport au courant de déplacement. 2) Le champ électrique est conservatif. 3) Comme le milieu est conducteur, il n'y a pas d'accumulation de charges. On obtient alors l'équation suivante (Gagnon, 1997) :

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0 \quad (4.1)$$

où V représente le champ de potentiel scalaire, σ , la conductivité électrique, ∇ , l'opérateur gradient et $\nabla \cdot$, l'opérateur divergence. Cette équation comporte une infinité de solutions à l'intérieur du domaine Ω . Afin d'obtenir une solution unique, on doit connaître les conditions de frontière. En TIE, ces conditions sont habituellement spécifiées en termes de densité de courant normale à la surface.

$$J_n = \sigma \nabla V \cdot n \quad (4.2)$$

où J_n est la densité de courant normale et n est le vecteur unitaire normal à la frontière du domaine Γ . Si le volume est entouré d'un isolant (l'air, par exemple), le vecteur de densité de courant normal à Γ est nul sur toute la surface sauf aux électrodes par lesquelles est appliqué le courant d'excitation.

4.1.2 Solution du problème direct

Résoudre le problème direct consiste à calculer le champ de potentiel V qui satisfait l'équation 4.1, connaissant les courants appliqués à la frontière et la distribution de conductivité du milieu. Pour des milieux de forme relativement complexe, une solution analytique de l'équation 4.1 est impossible ; c'est pourquoi on a recours à des méthodes numériques, comme la méthode des éléments finis. Une première étape dans l'application de cette méthode consiste à subdiviser le milieu en un maillage composé de n noeuds et de e éléments triangulaires (en 2D) ou tétraédriques (en 3D). Deux exemples de maillages sont donnés à la figure 4.1. Les étoiles correspondent aux positions des électrodes.

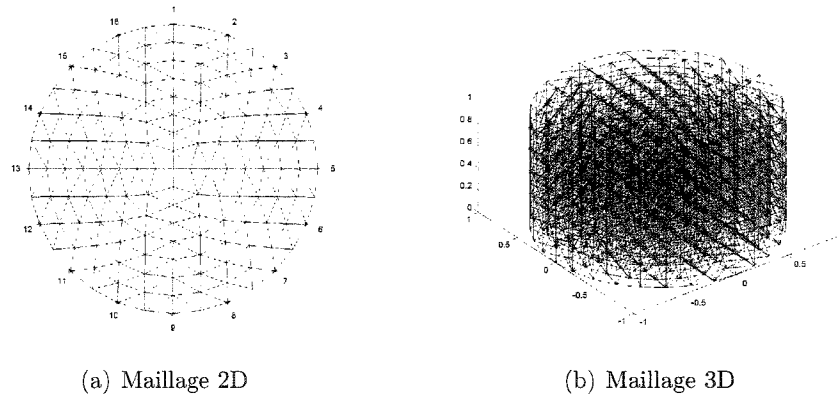


Figure 4.1 Maillages représentant un milieu circulaire et cylindrique

En TIE-2D, on utilise habituellement 16 électrodes disposées sur un même plan, autour du milieu à imager. En TIE-3D, un minimum de deux plans d'électrodes est nécessaire.

Selon la méthode des éléments finis (Gagnon, 1997), on pose comme hypothèse qu'à l'intérieur d'un élément, le potentiel varie linéairement et la conductivité est constante, ce qui permet d'obtenir l'équation matricielle :

$$V = Y(\sigma)^{-1}I = f(\sigma) \quad (4.3)$$

où V et I sont deux vecteurs de longueur n correspondant respectivement aux potentiels et aux courants appliqués aux n noeuds. Y représente la matrice d'admittance de dimension $(n \times n)$; elle est fonction de la conductivité de chacun des éléments du maillage, qui est elle-même représentée par le vecteur σ , de longueur e .

4.1.3 Reconstruction 3D par estimateur MAP

La résolution du problème direct permet d'obtenir les potentiels qui seraient mesurés à la surface du volume conducteur en fonction des conductivités σ . Maintenant, il s'agit d'inverser f de façon à exprimer les conductivités en fonction des potentiels mesurés. Puisque f n'est pas directement inversible, nous aurons recours à la méthode par estimateur MAP qui découle des méthodes probabilistes par approche Bayésienne. Connaissant les valeurs de potentiel mesurées, la méthode MAP permet de retrouver la distribution spatiale de conductivité la plus probable. Adler (1995) a développé les équations permettant d'appliquer la méthode MAP à la TIE. Les équations qui suivent s'inspirent de la thèse de Gagnon (2003). La mise en oeuvre de cet estimateur comporte trois étapes :

1. Formulation des hypothèses ;
2. Expression de la densité de probabilité conditionnelle à l'aide des hypothèses ;
3. Recherche de la quantité à estimer la plus probable.

4.1.3.1 Formulation des hypothèses

D'après les équations 4.1 et 4.2, la relation entre le potentiel scalaire V et la conductivité du milieu σ n'est pas linéaire. Néanmoins, en posant comme hypothèse que les variations de conductivité entre deux instants sont faibles, on peut développer l'équation 4.3 en série de Taylor autour des quantités V_0 et σ_0 . En négligeant dans le développement les termes d'ordre supérieur à 1, on obtient :

$$(V - V_0) = f'(\sigma)(\sigma - \sigma_0) \quad (4.4)$$

Outre la linéarisation, cette équation permet de générer des images dynamiques (voir section 2.3). En effet, les termes $(\sigma - \sigma_0)$ et $(V - V_0)$ représentent respectivement la variation de conductivité et la variation de potentiel. Pour de faibles variations entre σ et σ_0 , $f(\sigma_0)$ est approximativement égal à la moyenne de V et V_0 . Afin de rendre l'algorithme moins sensible aux erreurs multiplicatives et additives, on normalise l'équation :

$$\frac{2(V - V_0)}{(V + V_0)} = \frac{f'(\sigma)}{f(\sigma_0)}(\sigma - \sigma_0) \quad (4.5)$$

L'équation 4.5 peut s'écrire :

$$z = Hx \quad (4.6)$$

où

$$z = \frac{2(V - V_0)}{(V + V_0)} \quad (4.7)$$

$$H = \frac{f'(\sigma)}{f(\sigma_0)} \quad (4.8)$$

$$x = (\sigma - \sigma_0) \quad (4.9)$$

Le vecteur z représente les mesures, x la quantité vectorielle à estimer, et H la matrice de sensibilité. La méthode de calcul de cette matrice est décrite dans le mémoire de Gagnon (1997).

L'hypothèse de structure étant posée, nous aborderons maintenant les hypothèses probabilistes. Les incertitudes sur z et x seront modélisées par une loi normale, car cette loi caractérise généralement assez bien les phénomènes de bruit, et ses densités de probabilité sont facilement manipulables. Ainsi, il ne reste qu'à introduire un terme b qui modélise le bruit dans l'équation de structure :

$$z = Hx + b \quad (4.10)$$

4.1.3.2 Expression de la densité de probabilité conditionnelle

Ayant formulé les hypothèses de départ, on peut maintenant passer à la seconde étape qui consiste à exprimer la densité de probabilité conditionnelle $f(x|z)$, ou, en d'autres termes, la densité de probabilité de x étant donné z . En appliquant la règle de Bayes, on obtient :

$$f(x|z) = \frac{f(z|x)f(x)}{f(z)} \quad (4.11)$$

Le premier terme, $f(z|x)$, est fonction des mesures de tension, tandis que le second, $f(x)$, représente l'information *a priori* disponible sur la variation de conductivité x . Le dénominateur représente une simple constante, puisque $f(z)$ ne dépend pas de x , et peut être ignoré.

Les hypothèses probabilistes posées à la section précédente permettent de définir les densités de probabilité $f(z|x)$ et $f(x)$. En revenant à l'équation 4.10, on pose que b est un bruit blanc gaussien de moyenne nulle et de covariance Γ_b . On peut ainsi exprimer la densité conditionnelle de z connaissant x sous la forme d'une gaussienne de moyenne Hx et de covariance Γ_b :

$$f(z|x) = N(Hx, \Gamma_b) \quad (4.12)$$

Nous considérons ici que le bruit a la même variance sur tous les canaux du système de mesure et que pour un canal particulier, il est indépendant du bruit présent dans les autres canaux. Par conséquent, Γ_b est une matrice diagonale et peut s'écrire sous la forme :

$$\Gamma_b = \sigma_b^2 I \quad (4.13)$$

I représente la matrice identité et σ_b^2 la variance du bruit.

De même, on peut exprimer la densité de probabilité des variations de conductivité x à l'aide d'une gaussienne. Sachant que $x = (\sigma - \sigma_0)$, les variations de conductivité peuvent être autant positives que négatives, donc $f(x)$ sera modélisé par une gaussienne de moyenne nulle et de covariance Γ_x :

$$f(x) = N(0, \Gamma_x) \quad (4.14)$$

La densité de probabilité conditionnelle $f(x|z)$ s'exprime finalement par un produit de deux gaussiennes. En substituant les trois équations précédentes dans l'équation 4.11, on obtient :

$$f(x|z) = [N(Hx, \sigma_b^2 I) N(0, \Gamma_x)] \quad (4.15)$$

Connaissant la densité de probabilité d'une gaussienne de moyenne μ , de covariance Γ et de dimension N :

$$f(x) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{N}{2}} \sqrt{|\Gamma|}} \exp \left(-\frac{1}{2} (x - \mu)^T \Gamma^{-1} (x - \mu) \right) \quad (4.16)$$

On obtient :

$$f(x|z) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{N}{2}} \sqrt{|\sigma_b^2 I|}} \exp \left(-\frac{1}{2} (z - Hx)^T (\sigma_b^2 I)^{-1} (z - Hx) \right) \cdots \frac{1}{(2\pi)^{\frac{M}{2}} \sqrt{|\Gamma_x|}} \exp \left(-\frac{1}{2} x^T \Gamma_x^{-1} x \right) \quad (4.17)$$

où N et M représentent le nombre de dimensions de chacune des deux gaussiennes.

4.1.3.3 Recherche de la quantité à estimer la plus probable

La troisième étape pour la mise en oeuvre de l'estimateur MAP se résume à maximiser l'expression en fonction de x , dans le but de trouver la distribution de conductivité la plus probable :

$$\hat{x}_{MAP} = \arg \max_x \left[\frac{1}{(2\pi)^{\frac{N}{2}} \sqrt{|\sigma_b^2 I|}} \exp \left(-\frac{1}{2} (z - Hx)^T (\sigma_b^2 I)^{-1} (z - Hx) \right) \dots \right. \\ \left. \frac{1}{(2\pi)^{\frac{M}{2}} \sqrt{|\Gamma_x|}} \exp \left(-\frac{1}{2} x^T \Gamma_x^{-1} x \right) \right] \quad (4.18)$$

En simplifiant :

$$\hat{x}_{MAP} = \arg \max_x \left[\exp \left(-\frac{1}{2} (\sigma_b^2)^{-1} (z - Hx)^T (z - Hx) - \frac{1}{2} x^T \Gamma_x^{-1} x \right) \right] \quad (4.19)$$

Comme maximiser une exponentielle revient à minimiser l'opposé de son argument :

$$\hat{x}_{MAP} = \arg \min_x \left[(\sigma_b^2)^{-1} (z - Hx)^T (z - Hx) + x^T \Gamma_x^{-1} x \right] \quad (4.20)$$

La fonction à minimiser comporte deux termes, un représentant la fidélité aux mesures de potentiel z , et l'autre, l'information *a priori* sur x . On dit que le premier terme représente la fidélité de x aux mesures z car il s'annule lorsque $z = Hx$. En contrepartie, le second terme met l'emphasis sur l'information connue *a priori* sur x . La matrice Γ_x permet d'ajouter de l'information *a priori* sur x concernant la distri-

bution de conductivité du milieu. En posant arbitrairement $\Gamma_x^{-1} = (\sigma_x^2)^{-1} F^T F$, on obtient :

$$\hat{x}_{MAP} = \arg \min_x \left[(\sigma_b^2)^{-1} (z - Hx)^T (z - Hx) + (\sigma_x^2)^{-1} x^T F^T F x \right] \quad (4.21)$$

En utilisant l'identité matricielle $(AB)^T = B^T A^T$, on obtient :

$$\hat{x}_{MAP} = \arg \min_x \left[(\sigma_b^2)^{-1} (z - Hx)^T (z - Hx) + (\sigma_x^2)^{-1} (Fx)^T (Fx) \right] \quad (4.22)$$

où F peut être vu comme un filtre qu'on appliquera au vecteur x . Étant donné que la TIE a une résolution spatiale relativement faible due au petit nombre de mesures, elle détecte difficilement les variations à hautes fréquences spatiales dans l'image. En conséquent, les tétraèdres situés près les uns des autres seront plus fortement corrélés. Ce phénomène se modélise à l'aide d'un filtre spatial passe-bas. En combinant les paramètres σ_x^2 et σ_b^2 en un seul paramètre $\mu = \frac{\sigma_b^2}{\sigma_x^2}$:

$$\hat{x}_{MAP} = \arg \min_x \left[(z - Hx)^T (z - Hx) + \mu (Fx)^T (Fx) \right] \quad (4.23)$$

Pour minimiser cette fonction, il ne reste qu'à chercher la valeur pour laquelle la dérivée par rapport à x s'annule :

$$-H^T (z - Hx) + \mu F^T F x = 0 \quad (4.24)$$

En isolant x , on obtient finalement :

$$x = (H^T H + \mu F^T F)^{-1} H^T z = B(\mu) z \quad (4.25)$$

Cette équation sera directement appliquée dans l'algorithme de reconstruction d'images. Elle offre un grand avantage en terme de rapidité d'exécution, puisque $B(\mu)$ est

calculé une seule fois pour un maillage donné. Ainsi, la reconstruction d'une image nécessite une simple multiplication matricielle.

La matrice H se calcule à l'aide d'un logiciel d'éléments finis (résolution du problème direct, voir les équations 4.3 et 4.8), pour un maillage spécifique. Le paramètre μ , quant à lui, contrôle le compromis entre la fidélité aux mesures et les connaissances *a priori* sur le milieu. Ce paramètre a été ajusté à l'aide de la méthode développée par Adler (1995). Avec un μ élevé, on rend l'algorithme moins sensible au bruit, mais on réduit la résolution spatiale de l'image.

Le calcul de la matrice F , qui permet de régulariser l'équation, constitue la dernière étape de mise en oeuvre de l'estimateur MAP. La méthode de calcul de F est décrite à la section suivante.

4.1.3.4 Calcul du filtre spatial

En TIE-2D, lorsqu'on effectue l'acquisition de données avec N électrodes, on obtient $N(N-3)$ mesures. De celles-ci, la moitié sont indépendantes en raison du principe de réciprocité. Avec 16 électrodes, on obtient donc un total de 104 mesures indépendantes. Afin d'obtenir une résolution suffisante, un maillage comportera habituellement plusieurs centaines d'éléments. Comme on cherche à déterminer la conductivité de chaque élément, on a un nombre insuffisant d'équations (de mesures indépendantes de potentiel) pour résoudre les inconnus. On a donc recours à une méthode de régularisation qui permettra d'ajouter des équations au système tout en réduisant le bruit dans l'image.

À l'équation 4.23, la dernière partie représente le terme d'*a priori* sur les variations de conductivité. La matrice F est le filtre spatial qui permet la régularisation du système. Comme la résolution spatiale de la TIE est faible, il est impossible de dissocier les

hautes fréquences du bruit, c'est pourquoi le filtre sera conçu de façon à les pénaliser. Puisqu'on cherche à minimiser le terme entre crochets dans l'équation 4.23, la matrice F servira à atténuer ce qui est désirable dans le vecteur x et à amplifier ce qui ne l'est pas (Gagnon, 2003). Adler (1995) a développé un filtre gaussien passe-haut dont l'équation dans le domaine spectral pour un espace 3D prend la forme :

$$F(u, v, w) = 1 - e^{-w_0(u^2+v^2+w^2)} \quad (4.26)$$

où w_0 est la fréquence angulaire caractéristique. La fréquence de coupure choisie est d'environ 10% du diamètre du maillage d'éléments finis.

La mise en oeuvre de ce filtre est présentée à l'annexe B.

4.2 Résultats de simulation

Tous les outils mathématiques permettant de reconstruire des images de TIE en trois dimensions sont maintenant disponibles. L'équation 4.25 permet de convertir les potentiels z mesurés en variation de conductivités x . Les matrices H et F sont calculées une seule fois pour un maillage donné. On a établi que H se calculait facilement à l'aide d'un logiciel d'éléments finis, et que le filtre F était réalisé selon la méthode décrite à la section 4.1.3.4.

L'algorithme de reconstruction d'images de TIE-3D a été validé à l'aide de simulations. Nous expliquerons d'abord la méthode employée pour obtenir des images. Deux approches ont été étudiées, une appelée *complète*, l'autre, *réduite*, qui permet d'accélérer les calculs. Suivront différents résultats de simulation qui permettront d'apprécier la pertinence de la TIE-3D et de comparer les deux approches.

4.2.1 Méthode

Dans le but d'obtenir des images simulées, des mesures de potentiels autour du maillage sont nécessaires. Une façon simple d'obtenir ces mesures est de résoudre le problème direct sur une distribution de conductivité de référence. Pour ce faire, on crée un vecteur de conductivités σ propre au maillage de 3840 éléments montré à la figure 4.1b. Chaque élément de ce vecteur indique la conductivité d'un élément du maillage.

La figure 4.2 illustre une distribution de référence où un objet cylindrique est placé au centre du maillage. Le terme «référence» désignera dorénavant la variation de conductivité qu'on devrait obtenir. Les plans 1, 2, 3 et 4 symbolisent les quatre niveaux de 16 électrodes qui sont disposées en périphérie du maillage.

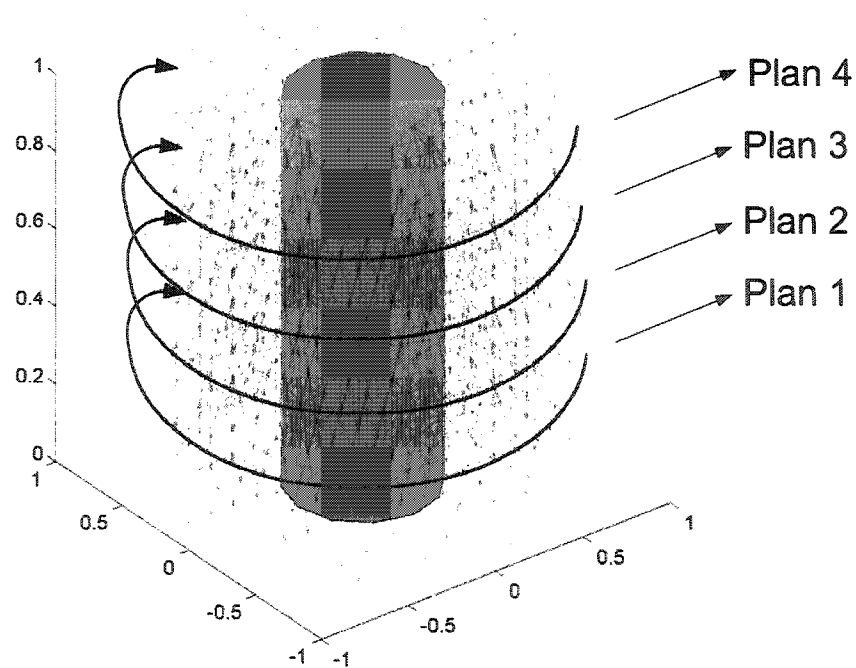


Figure 4.2 Distribution de conductivité de référence

Comme il a été mentionné à la section 4.1.2, le problème direct consiste à calculer les potentiels autour du maillage lorsqu'on connaît la distribution de conductivité σ . En appliquant la technique d'imagerie dynamique, on calcule d'abord les potentiels V_0 , lorsque le milieu est homogène, et ensuite les potentiels V_1 lorsqu'une perturbation est introduite :

$$V_0 = H\sigma_0 \quad (4.27)$$

$$V_1 = H\sigma_1 \quad (4.28)$$

Dans la pratique, les vecteurs V_0 et V_1 seraient entachées de bruit, c'est pourquoi nous ajoutons à chacun un bruit blanc gaussien. À la section 3.2.2, on a calculé pour le tomographe 3D réalisé dans le cadre de ce projet un rapport signal sur bruit moyen de 53dB à la cadence maximale de 21,85 trames par seconde (voir tableau 3.2). Pour les simulations, nous avons choisi un RSB de 50dB.

$$V_0 = H\sigma_0 + b_0 \quad (4.29)$$

$$V_1 = H\sigma_1 + b_1 \quad (4.30)$$

Les différences de potentiel z sont obtenues en calculant la différence normalisée entre les deux vecteurs de potentiel :

$$z = 2 \left(\frac{V_1 - V_0}{V_1 + V_0} \right) \quad (4.31)$$

On peut finalement calculer le problème inverse à l'aide de la matrice $B(\mu)$ (équation 4.25) :

$$x = B(\mu)z \quad (4.32)$$

Pour afficher l'image reconstruite en 3D nous utilisons la fonction «tetramesh» du logiciel Matlab. La palette de couleurs utilisée est représentée à la figure 4.3. Les éléments ayant subi une augmentation de conductivité sont affichés en rouge, et les éléments

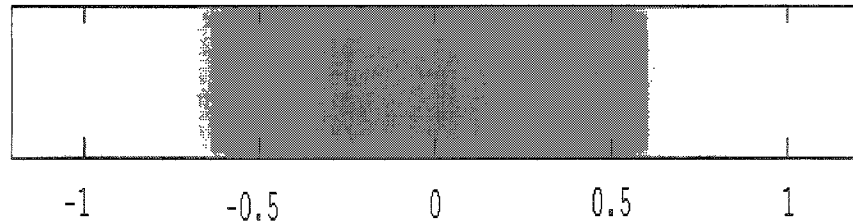


Figure 4.3 Palette de couleurs

ayant subi une diminution de conductivité, en bleu. De cette façon, en insérant un objet conducteur dans le maillage, on obtiendra une image dans les tons de rouge tandis qu'un objet isolant donnera une image dans les tons de bleu. Cependant, la fonction «tetramesh» appliquée telle quelle ne permet de voir à l'écran que les éléments placés en périphérie du maillage. Une perturbation située au centre du maillage ne sera pas visible à cause de l'opacité des éléments périphériques. Pour remédier à cet inconvénient, un facteur de transparence α a été implanté de façon à rendre transparents les éléments dont la variation de conductivité est faible, et relativement opaques ceux qui présentent une forte variation de conductivité.

4.2.2 Reconstruction 3D réduite vs reconstruction 3D complète

La longueur du vecteur V dépend du nombre de mesures effectuées sur le maillage. La méthode d'acquisition de signaux la plus répandue en TIE consiste à désigner deux électrodes adjacentes comme *source* et *puits* et deux autres électrodes adjacentes comme électrodes de mesure. Si on considère toutes les combinaisons d'électrodes adjacentes possibles sur notre système à quatre niveaux de 16 électrodes chacun, on doit effectuer 12208 mesures par trame, ce qui demande un temps d'acquisition relativement long. Un compromis acceptable consiste à ne conserver que quatre mesures

interplan, ce qui réduit d'un facteur trois le nombre de mesures total (3904 mesures). Toutes les combinaisons sur un même plan d'électrodes sont conservées.

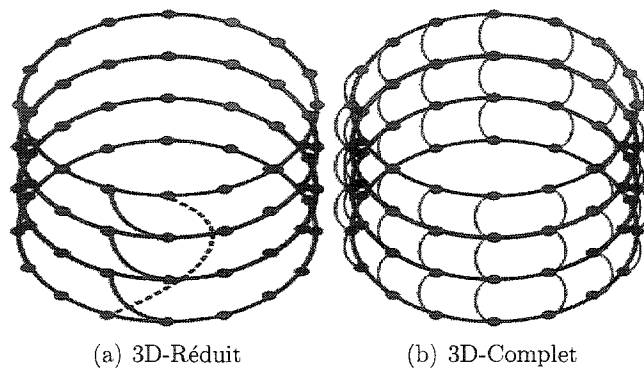


Figure 4.4 Paires d'électrodes adjacentes considérées pour les deux approches

Les prochaines sections présentent différentes images obtenues à l'aide de la méthode décrite ci-haut. Une comparaison entre la reconstruction 3D réduite et la reconstruction 3D complète est effectuée afin de visualiser les pertes en résolution occasionnées par la réduction du nombre de mesures. La distribution de conductivité de référence est présentée à titre comparatif.

4.2.3 Perturbation au centre du maillage

La figure 4.5 montre le comportement de l'algorithme lorsqu'un objet cylindrique est placé au centre du maillage. Les trois images du haut s'appliquent à la reconstruction d'un objet conducteur, tandis que les images du bas montrent la reconstruction d'un objet isolant. Les images *b* et *e* ont été obtenues avec la méthode de reconstruction 3D réduite. On voit que l'image reconstruite par la méthode complète est plus fidèle à la référence.

Les images reconstruites reproduisent assez fidèlement la distribution de référence hormis un gonflement présent autant dans les reconstructions complètes que réduites. Ceci est causé par le filtre gaussien passe-bas qui réduit le bruit dans l'image mais qui cause un étalement en coupant les hautes fréquences. Notons aussi que les deux algorithmes sont assez insensibles au bruit blanc ajouté aux mesures pour simuler les imperfections du tomographe, puisqu'il y a peu d'artefacts. Les images reconstruites par la méthode 3D réduite sont tout de même un peu plus bruitées.

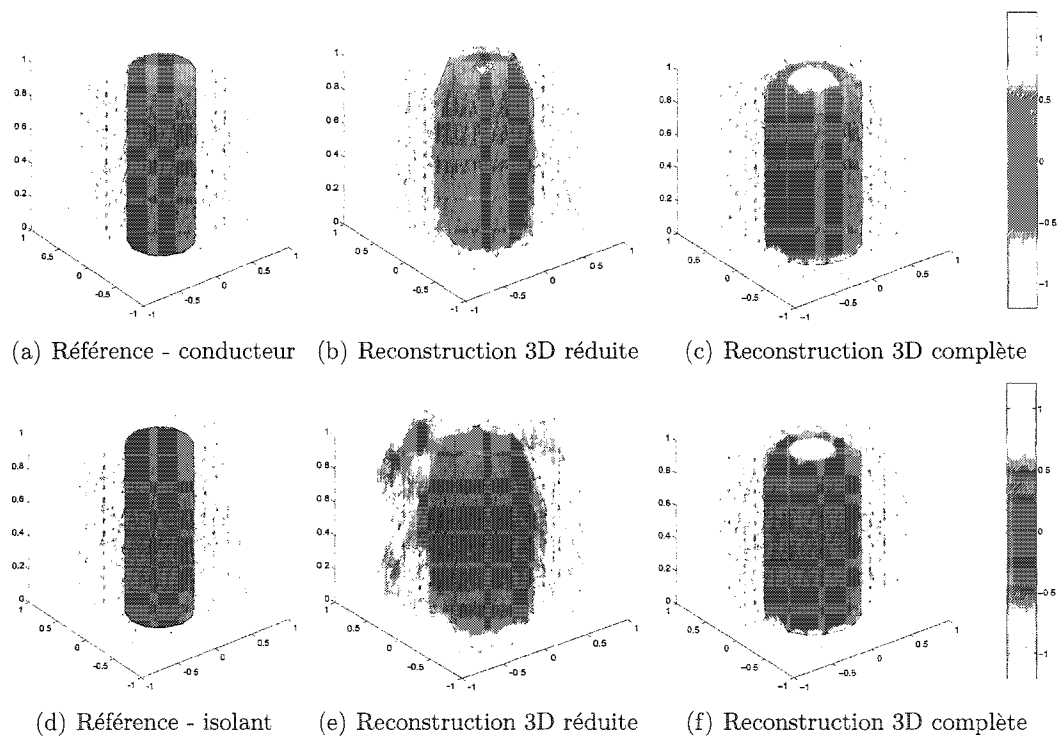


Figure 4.5 Reconstruction d'un objet situé au centre du maillage

4.2.4 Perturbation en périphérie

La figure 4.6 montre la reconstruction d'un objet situé en périphérie du maillage. De nouveau, on observe un étalement du cylindre dans les images reconstruites. La résolution obtenue avec les reconstructions 3D complètes est légèrement supérieure à celle des reconstructions 3D réduites.

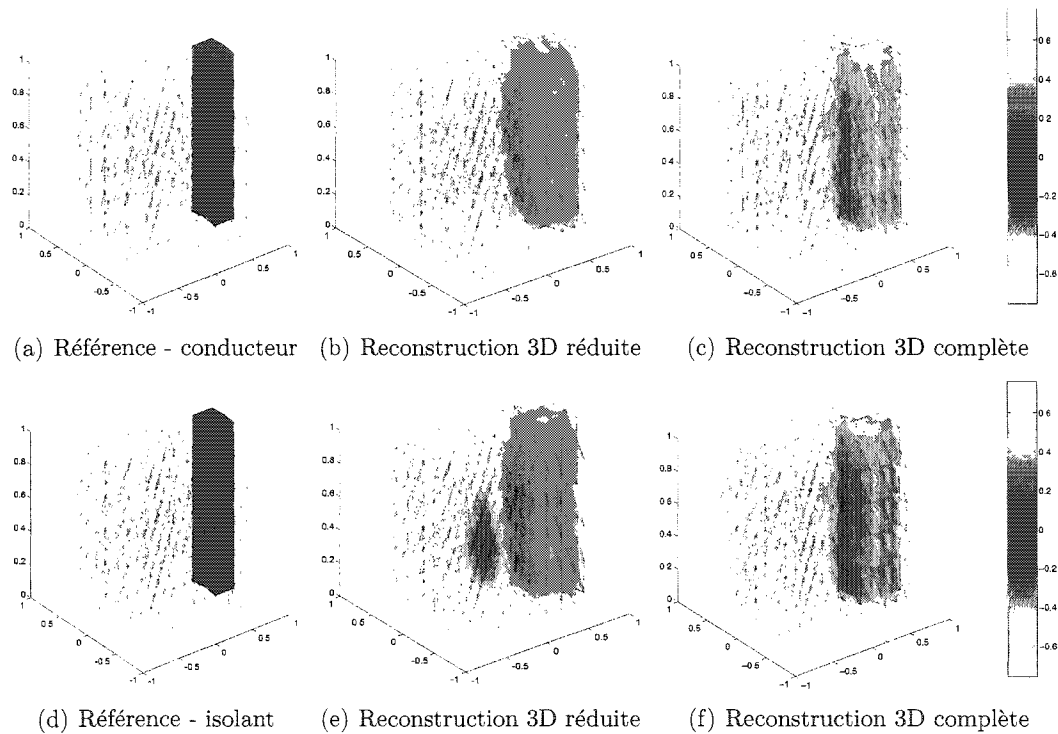


Figure 4.6 Reconstruction d'un objet situé en périphérie du maillage : a), b) et c) Object conducteur ; d), e) et f) Object isolant

4.2.5 Déplacement longitudinal d'une perturbation

Le but des simulations qui suivent est de démontrer la pertinence de la TIE-3D. En TIE-2D, il est possible de voir l'effet d'une perturbation située à l'extérieur du plan

de mesure. On obtient une tache dans l'image reconstruite, mais il est difficile de savoir s'il s'agit d'une perturbation de faible diamètre située dans le plan de mesure ou d'une perturbation plus grande située à l'extérieur du plan de mesure.

On a donc généré une série d'images dans lesquelles un objet conducteur situé au centre du maillage se déplace selon l'axe z (figures 4.7 et 4.8). Malgré quelques artefacts, la méthode de reconstruction 3D complète réussit relativement bien à localiser la perturbation. Par contre, la méthode de reconstruction 3D réduite affiche des artefacts suffisamment grands pour qu'il soit difficile de dire dans quel plan se situe l'objet. Néanmoins, il est possible de savoir si la perturbation est située en haut ou en bas du maillage.

Les figures 4.9, 4.10 et 4.11 illustrent les mêmes expériences que celles des figures 4.7 et 4.8 en utilisant la TIE-2D pour obtenir des images de l'objet «vues» par les quatre plans d'électrodes présentés à la figure 4.2. On voit que lorsque l'objet conducteur est placé en haut du maillage, le plan 4 montre une tache dont l'intensité diminue progressivement dans les plans 3, 2 et 1. On constate que même si le plan 1 est situé loin de la perturbation, une tache de faible intensité apparaît dans l'image. Le déplacement de l'objet vers le bas du maillage diminue l'intensité de la tache au plan 4, et augmente son intensité au plan 1, jusqu'à ce que ces deux images soient inversées. Cette simulation démontre bien l'avantage de la TIE-3D sur la TIE-2D, puisque tous les plans d'électrodes sont sensibles aux perturbations de conductivité qui se produisent dans les autres plans. L'algorithme de reconstruction d'images 3D intègre l'information de tous les plans et tient compte du fait que les courants appliqués au milieu se propagent dans un volume.

Les figures 4.12, 4.13, 4.14, 4.15 et 4.16 illustrent de nouveau l'effet du déplacement vertical d'un objet, mais, cette fois, l'objet se trouve en périphérie du maillage. On note que la résolution spatiale est nettement supérieure à celle obtenue avec l'objet

au centre du maillage. Cette fois, la méthode de reconstruction 3D réduite ne laisse aucun doute sur la position verticale de la perturbation.

De la même façon, les images 2D montrent une tache plus nette qu'aux figures 4.9, 4.10 et 4.11 dans les plans où l'objet est présent et une tache de très faible intensité dans les plans éloignés. Par exemple, lorsque l'objet est situé en haut du maillage, on ne distingue qu'une faible tache rouge au niveau du plan le plus éloigné (le plan 1), et une tache très intense (en jaune) au plan 4.

4.2.6 Vérification de la symétrie

À la section 4.2.2, on a introduit la méthode de reconstruction 3D réduite. La figure 4.4a montre que seulement quatre paires d'électrodes sont employées pour effectuer des mesures entre les plans. Un des inconvénients associés à cette pratique est la perte de symétrie dans le système. En effet, les objets situés près de ces paires d'électrodes seront reconstruits différemment des objets situés loin de ces paires d'électrodes. Dans notre maillage, les 4 paires d'électrodes servant aux mesures inter-plans sont situées à la position azimutale $\theta = 0^\circ$. La figure 4.17 illustre une analyse de symétrie effectuée en plaçant l'objet à des positions azimutales : $\theta = 0^\circ$, $\theta = 90^\circ$, $\theta = 180^\circ$ et $\theta = 270^\circ$. On voit que l'image reconstruite avec la méthode 3D complète est équivalente pour les quatre positions. Cependant, avec la méthode 3D réduite, l'image de l'objet situé à $\theta = 0^\circ$ est différente des trois autres, et présente un niveau de bruit plus élevé.

4.2.7 Déplacement radial d'une perturbation

Les simulations effectuées jusqu'ici utilisaient un objet de grand diamètre. Cette dernière simulation cherche à évaluer la résolution spatiale des deux méthodes de

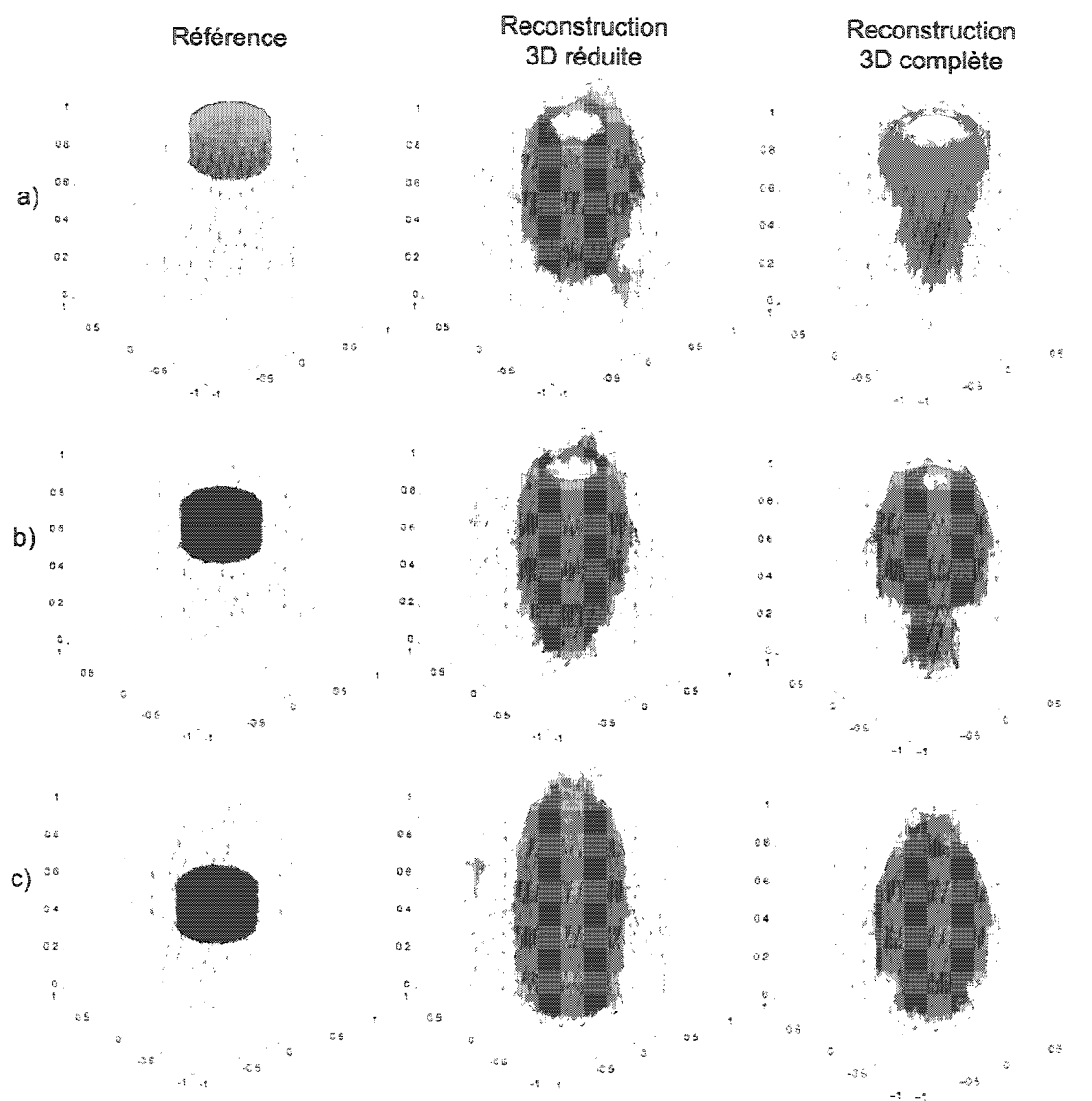


Figure 4.7 Reconstructions 3D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,8$, b) $z=0,6$ et c) $z=0,4$

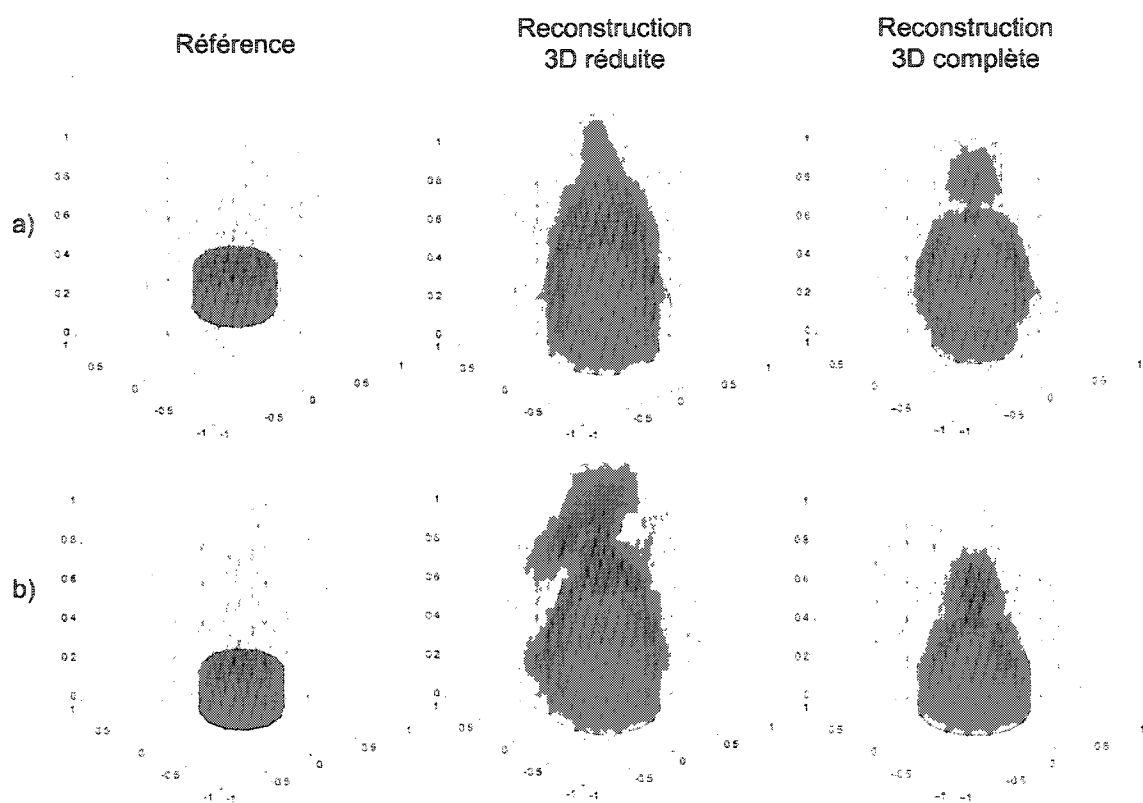


Figure 4.8 Reconstructions 3D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,2$ et b) $z=0$

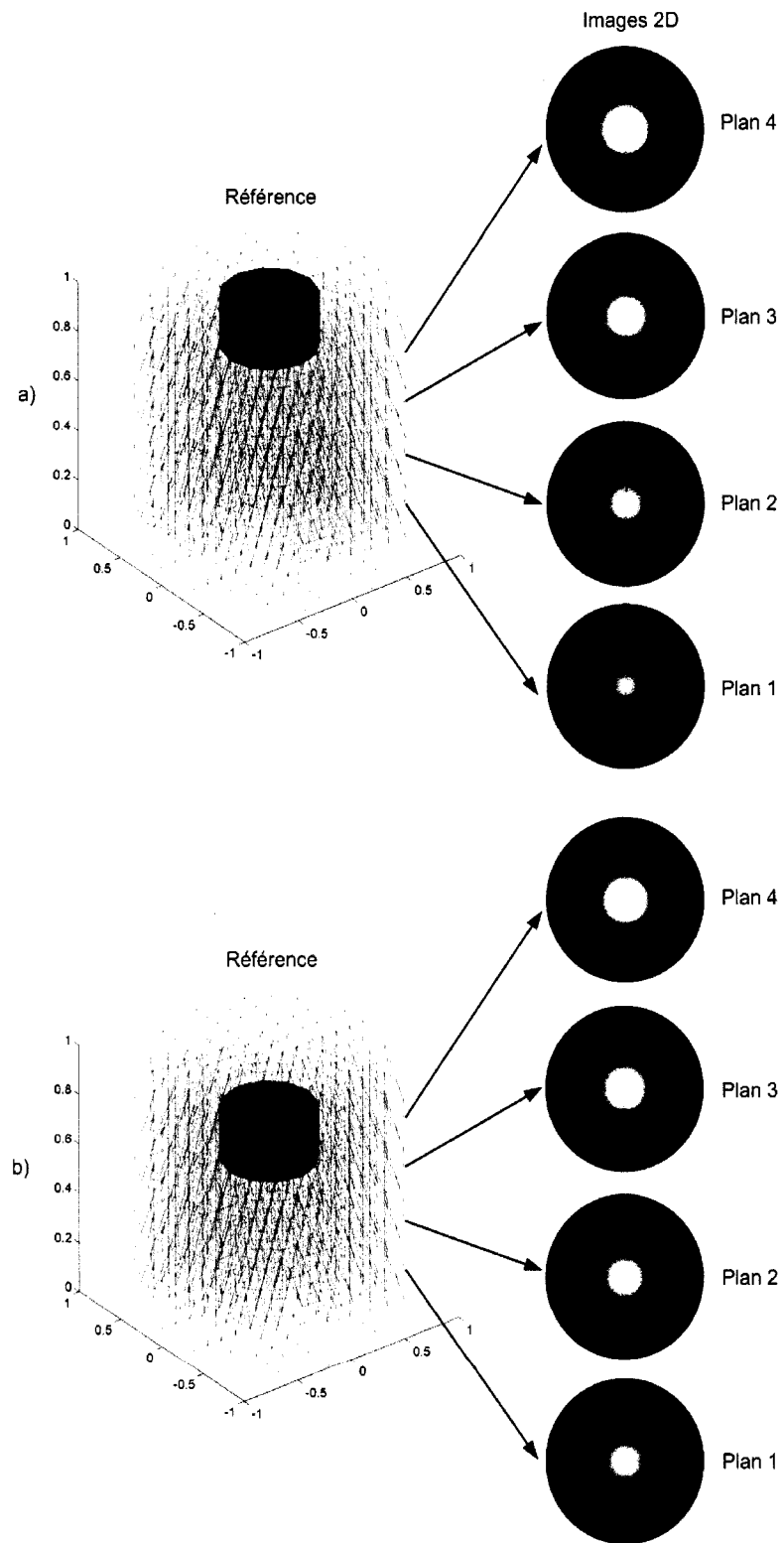


Figure 4.9 Reconstructions 2D d'un objet centré et placé en : a) $z=0,8$ et b) $z=0,6$

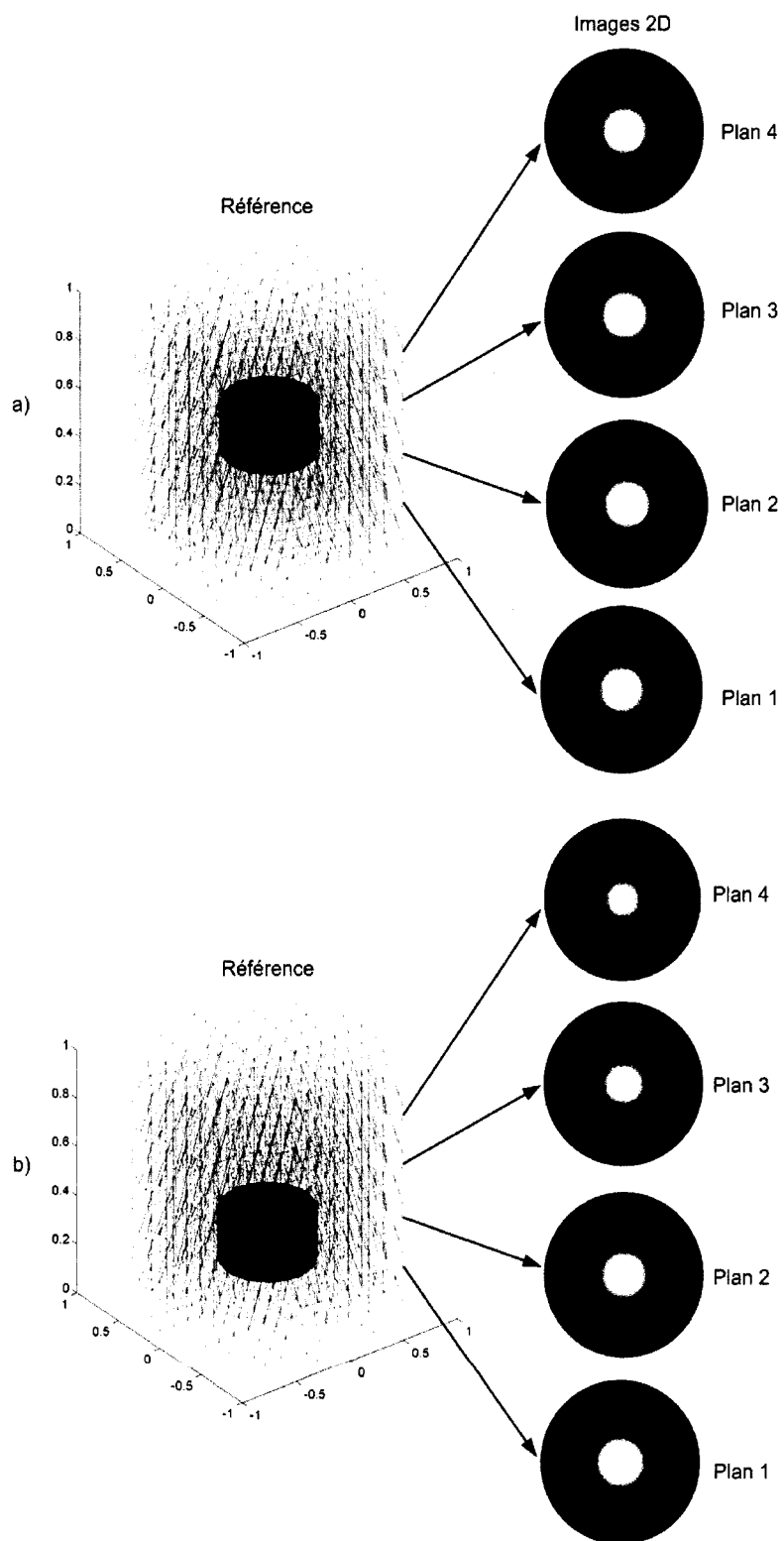


Figure 4.10 Reconstructions 2D d'un objet centré et placé en : a) $z=0.4$ et b) $z=0.2$

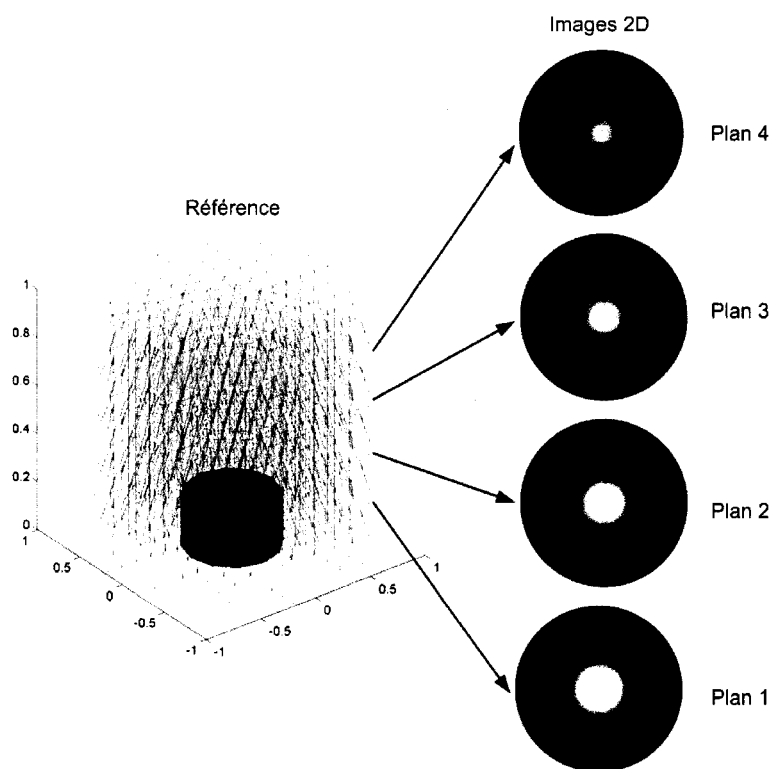


Figure 4.11 Reconstructions 2D d'un objet centré et placé en $z=0$

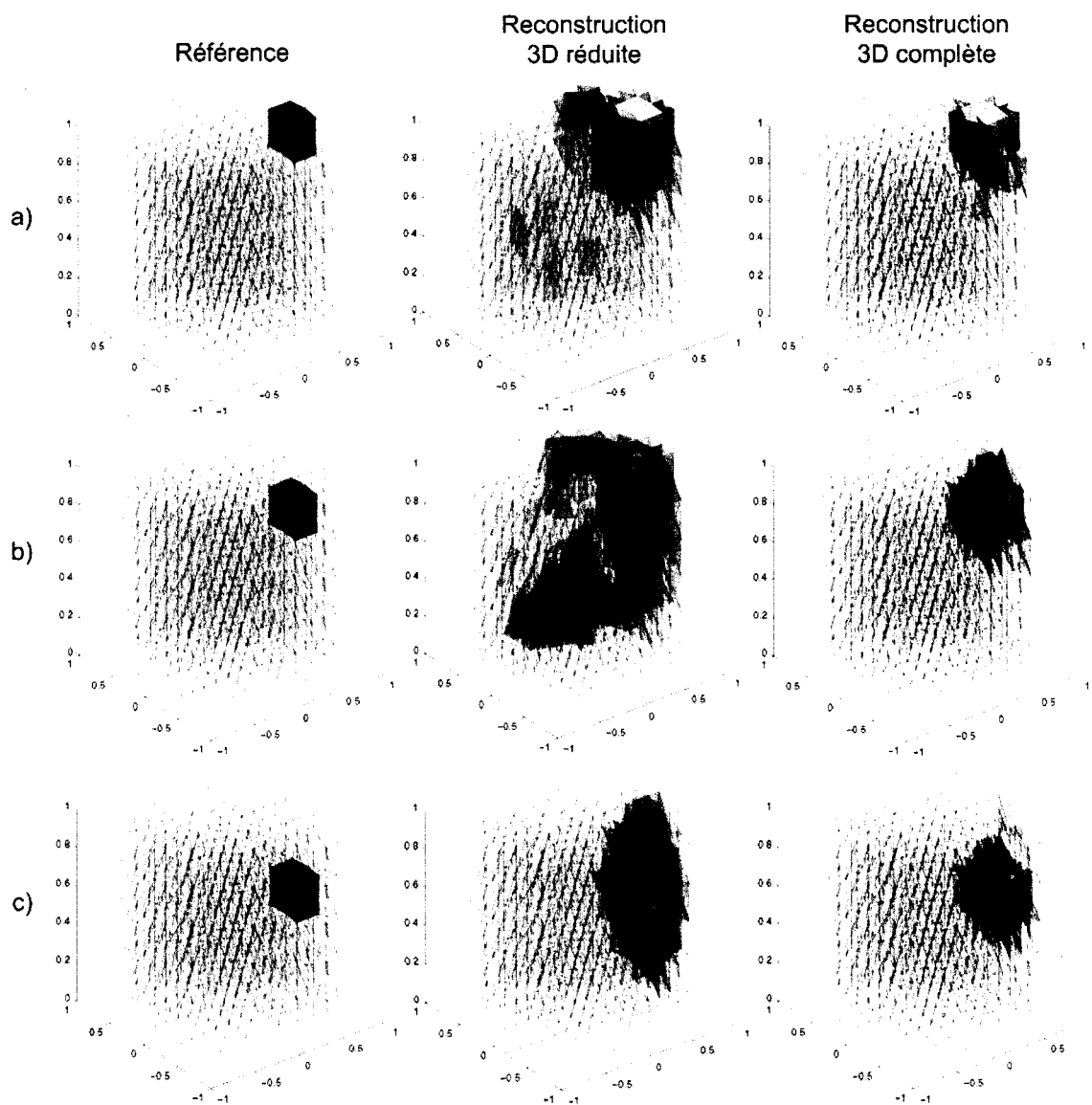


Figure 4.12 Reconstructions 3D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,8$, b) $z=0,6$ et c) $z=0,4$

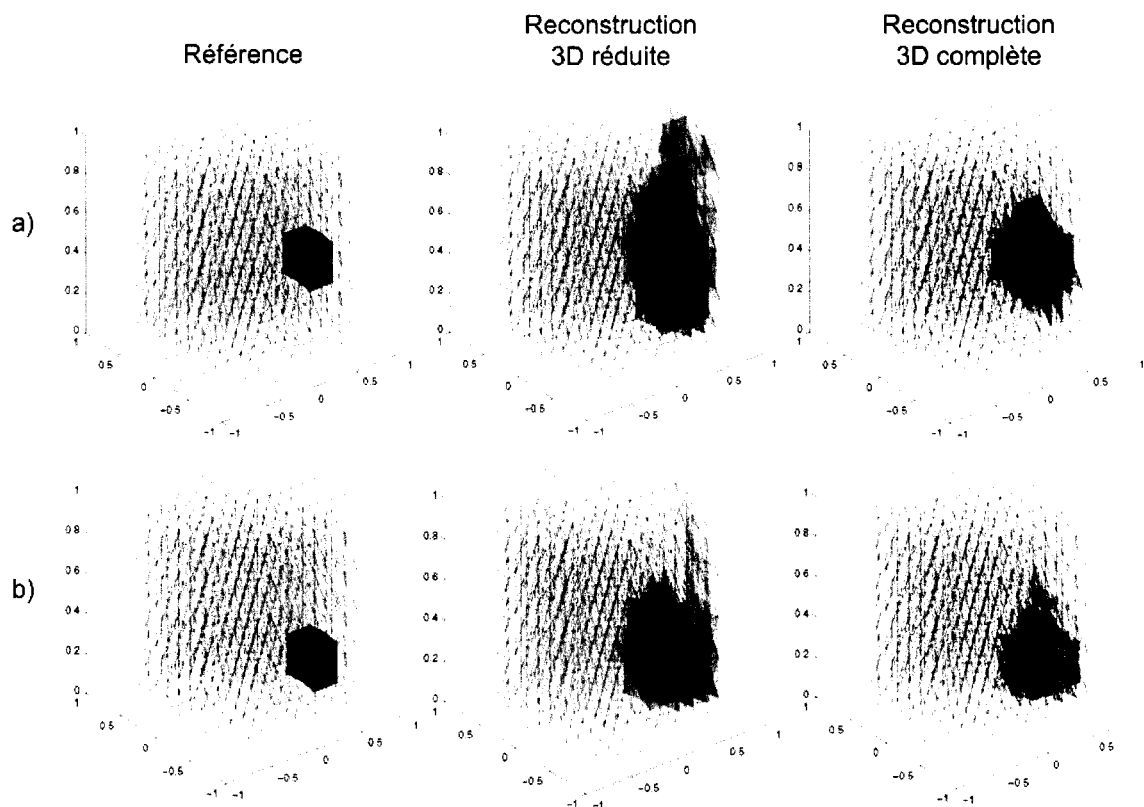


Figure 4.13 Reconstructions 3D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,2$ et b) $z=0$

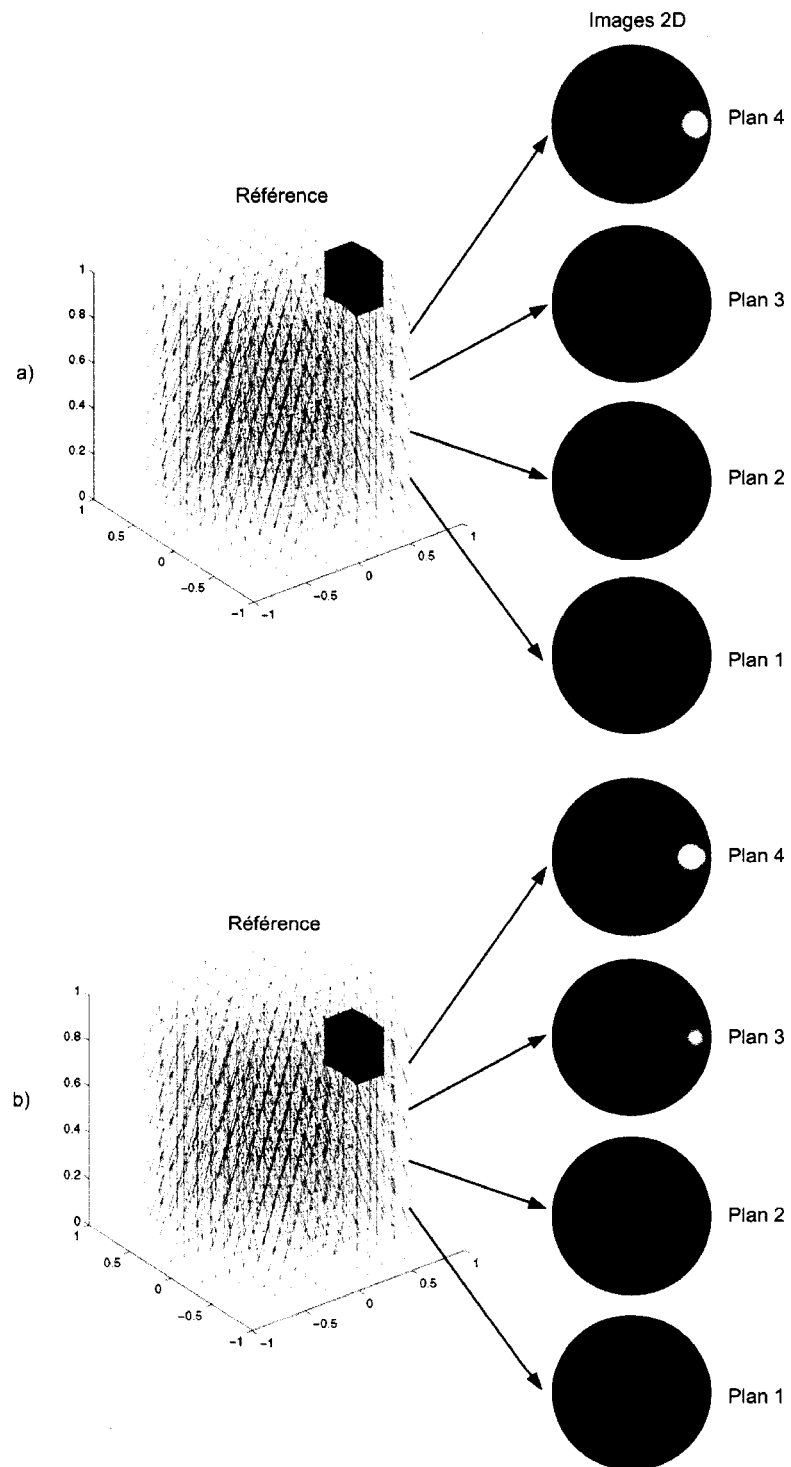


Figure 4.14 Reconstructions 2D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,8$ et b) $z=0,6$

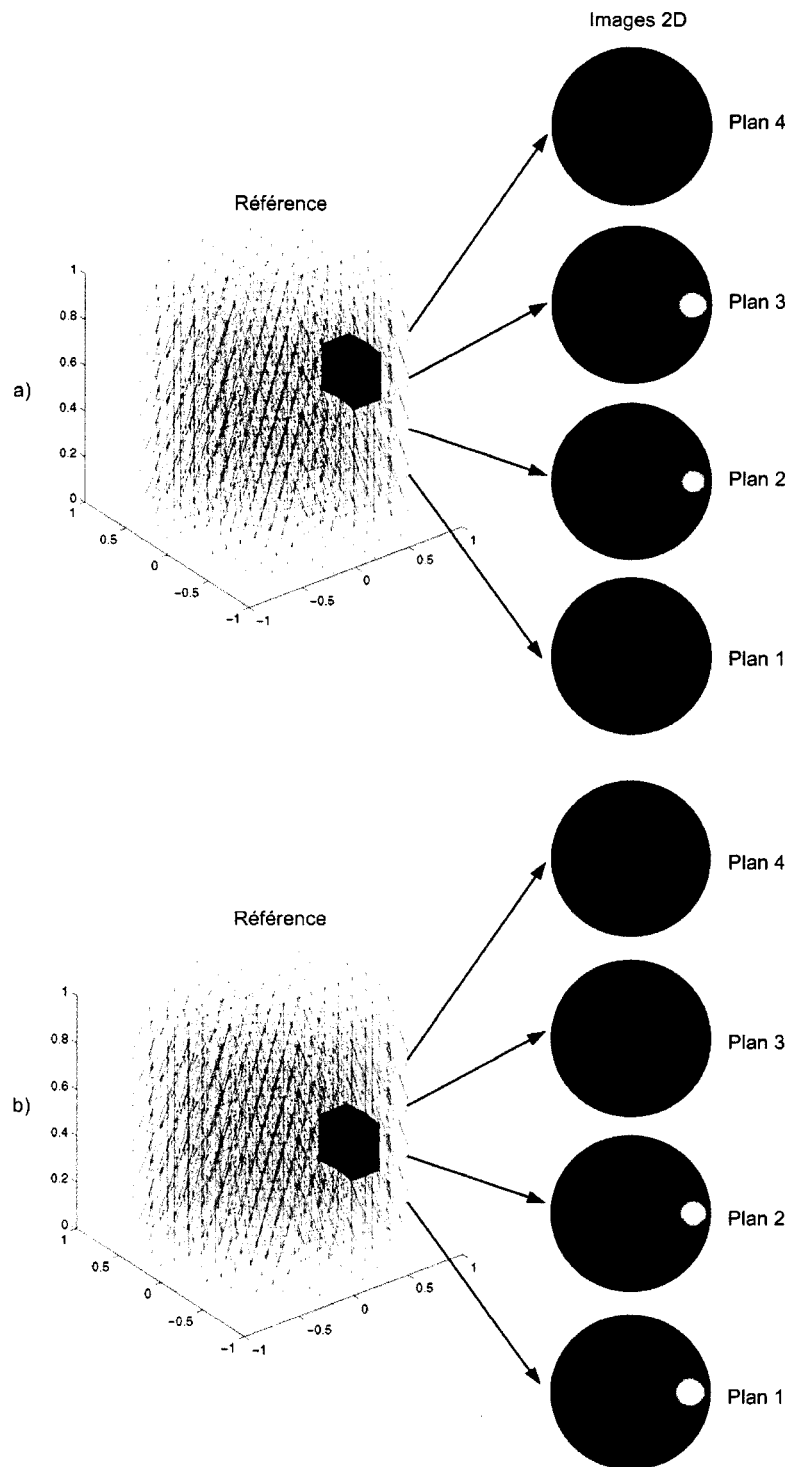


Figure 4.15 Reconstructions 2D d'un objet placé en périphérie en : a) $z=0,4$ et b) $z=0,2$

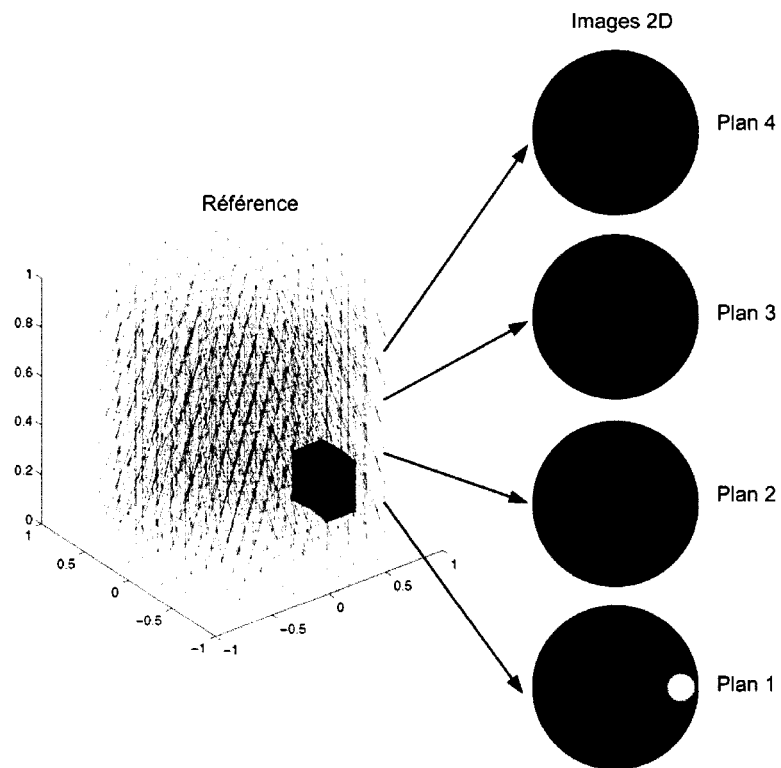


Figure 4.16 Reconstructions 2D d'un objet placé en périphérie en $z=0$

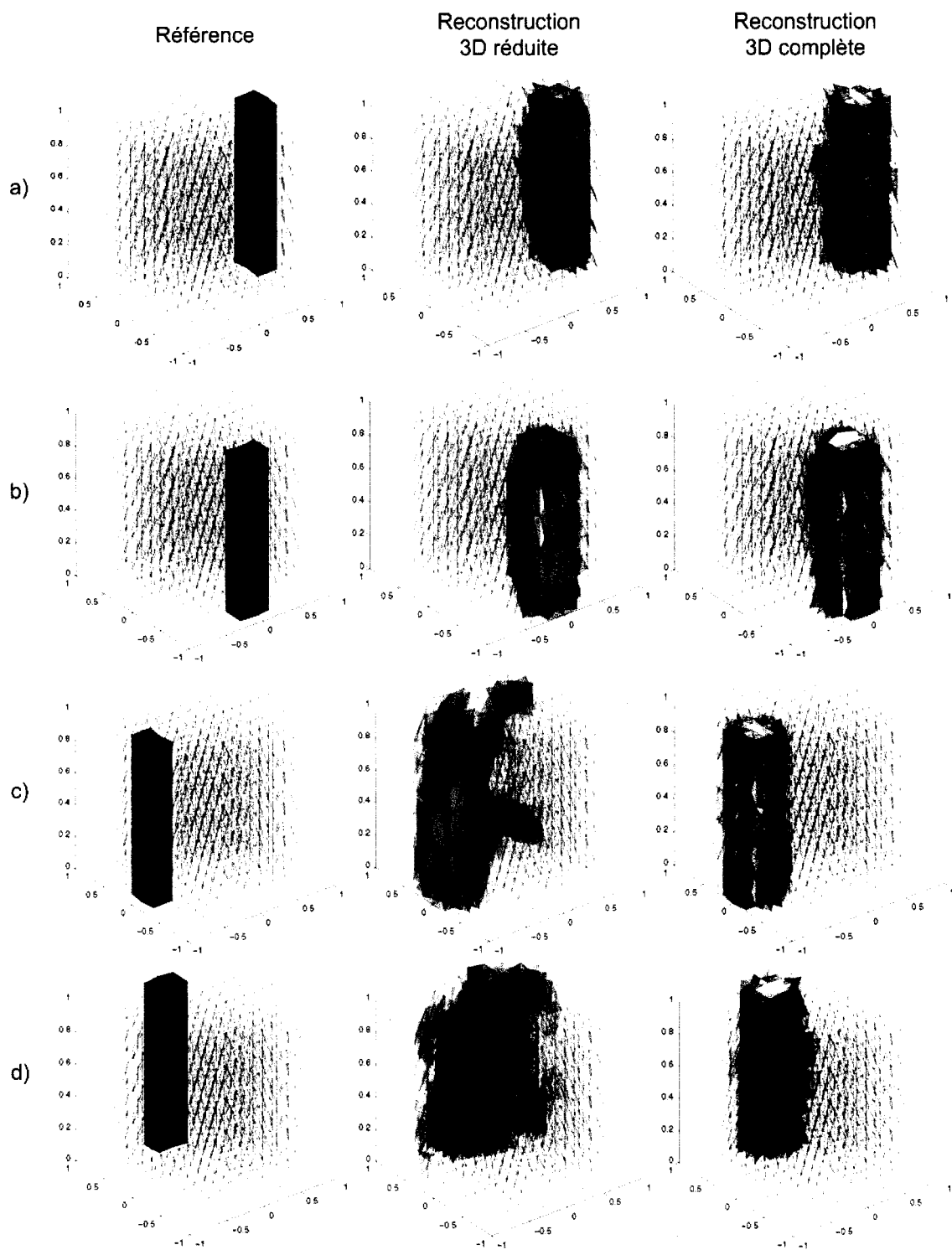


Figure 4.17 Reconstructions 3D d'un objet placé en périphérie à : a) $\theta = 90^\circ$, b) $\theta = 180^\circ$, c) $\theta = 270^\circ$ et d) $\theta = 0^\circ$

reconstruction d'images 3D en utilisant l'équivalent d'une impulsion de Dirac, une tige dont la section comportait quatre éléments seulement, déplacée dans le sens radial du maillage. On voit à la figure 4.18 que tant pour la reconstruction 3D réduite que pour la reconstruction 3D complète, l'image de l'objet a un diamètre beaucoup plus grand que celui de la perturbation. La largeur de l'objet reconstruit est plus grande au centre du maillage qu'à sa périphérie. Cette expérience démontre clairement que la fonction spatiale d'étalement (Point Spread Function) d'un système de TIE dépend de la position radiale de la perturbation.

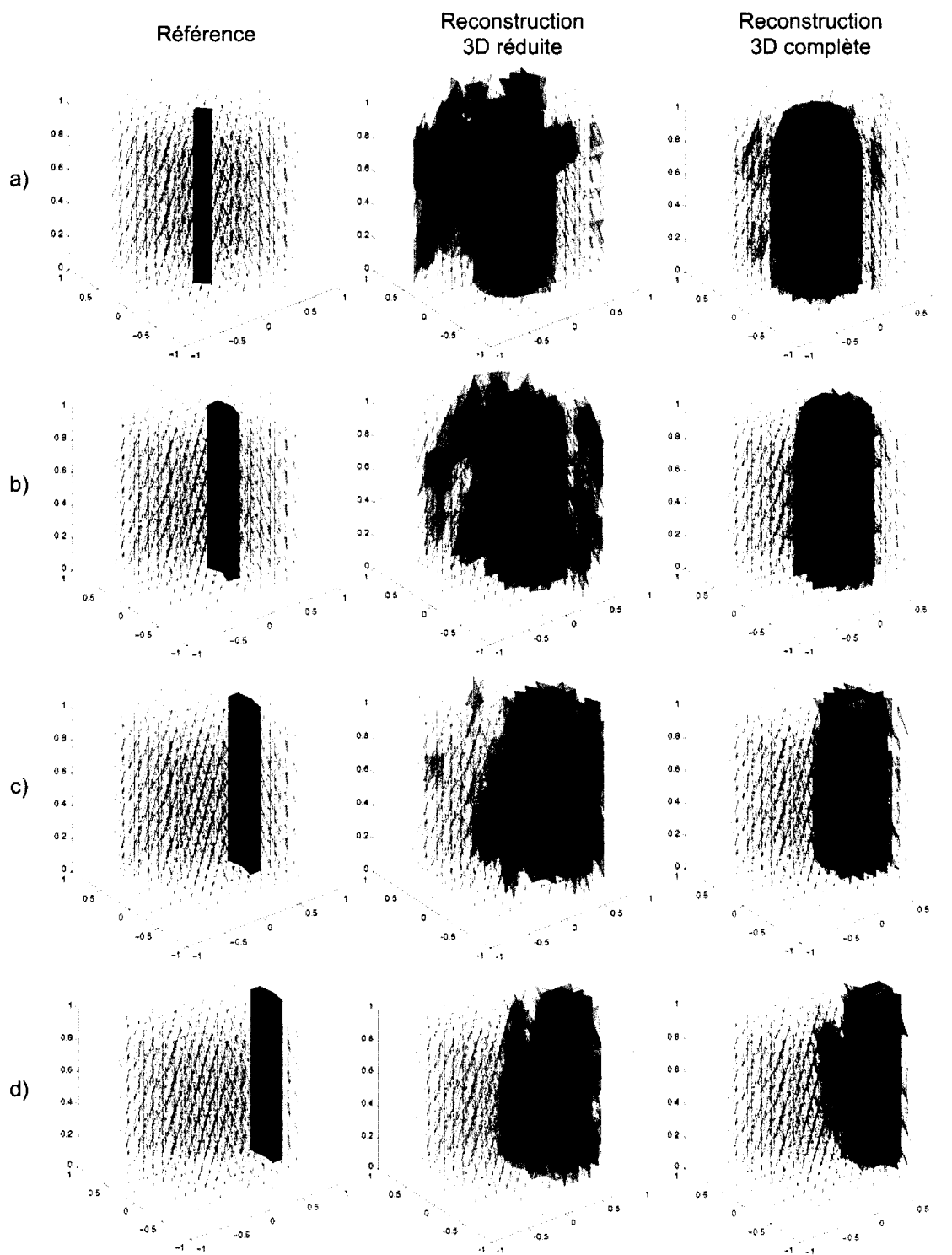


Figure 4.18 Reconstructions 3D d'un objet placé en : a) $x=0$, b) $x=0.25$, c) $x=0.5$ et d) $x=0.75$

4.3 Discussion

Toutes les étapes de la reconstruction d'images en trois dimensions ont été couvertes dans ce chapitre. Nous avons d'abord présenté la méthode choisie dans le cadre de ce projet, la *méthode par estimateur MAP*. La mise en oeuvre de l'algorithme de reconstruction 3D a été effectuée à l'aide du logiciel Matlab, en adaptant les algorithmes conçus par Adler (1995) et Gagnon (2003) pour la TIE-2D. Deux éléments nouveaux ont été développés au cours de ce projet :

1. Une fonction qui permet de vérifier qu'un voxel est présent dans un milieu 3D. Cette fonction est utilisée par le filtre F dans l'équation 4.25.
2. Une fonction de visualisation tridimensionnelle comportant un paramètre de transparence.

À l'aide de données de TIE générées par la résolution du problème direct, nous avons vérifié l'efficacité de l'algorithme MAP à reconstruire diverses distributions de conductivité. Les résultats de ces simulations permettent de tirer les conclusions suivantes :

1. Tolérance au bruit dans les mesures : Cette caractéristique a été évaluée en ajoutant aux mesures générées par le problème direct un bruit blanc correspondant à un RSB de 50 dB. Les simulations montrent que la méthode de reconstruction 3D complète a une meilleure tolérance au bruit que la méthode 3D réduite. Toutefois, malgré la présence d'artefacts dans les images, la tolérance au bruit de la méthode réduite demeure acceptable.
2. Résolution spatiale : Cette caractéristique a été évaluée en simulant la reconstruction de faibles perturbations de conductivité. Ces perturbations avaient la forme de cylindres ou de parallélépipèdes aplatis (figures 4.7 à 4.16), ou bien d'une tige dont la section comportait quatre éléments seulement (figure 4.18). Les simulations montrent que la fidélité à la référence obtenue avec la méthode de reconstruction 3D complète est nettement supérieure à celle obtenue avec

la méthode réduite. Par ailleurs, comparativement aux images 2D reconstruites des mesures calculées pour les 4 plans d'électrodes, on note qu'il est plus facile de déduire la forme et la position de la perturbation avec l'image 3D qu'avec les quatre images 2D.

3. Symétrie : Cette caractéristique a été évaluée en reconstruisant une faible perturbation de conductivité qui s'étend du haut au bas du maillage, située en périphérie, et dont la position azimutale (θ) varie (figure 4.17). Les images 3D de perturbations situées à $\theta = 0^\circ$, 90° , 180° et 270° sont identiques si on utilise la méthode de reconstruction 3D complète. Par contre, cette symétrie est perdue si on utilise la méthode de reconstruction réduite. Cela est dû au fait qu'on effectue des mesures interplan uniquement aux électrodes situées à une position θ donnée. Dans nos simulations, les électrodes utilisées pour les mesures interplan se trouvaient à $\theta = 0^\circ$. L'image 3D de la perturbation située à $\theta = 180^\circ$ était très nette, alors que l'image 3D de la perturbation située à $\theta = 0^\circ$ était floue et présentait d'importants artefacts.
4. Variance de la fonction spatiale d'étalement : Cette caractéristique a été évaluée avec une perturbation de conductivité simulant une impulsion de Dirac. La perturbation a la forme d'une tige qui s'étend du haut au bas du maillage et dont la position radiale varie. Comme pour la TIE-2D, les simulations qui ont été effectuées révèlent que la fonction spatiale d'étalement (Point Spread Function) des images 3D dépend de la position de la perturbation. L'étalement est maximal au centre du maillage et diminue considérablement à la périphérie.

En conclusion, nous avons démontré par des simulations qu'une image 3D apporte plus d'information sur la forme et la position d'une perturbation de conductivité, que quatre images 2D reconstruites à partir des mesures obtenues d'électrodes situées autour d'un plan à la fois. En termes de qualité des images la méthode de reconstruction 3D complète est supérieure à la méthode de reconstruction réduite. Toutefois,

le nombre de mesures qu'on doit acquérir et traiter dans le premier cas est trois fois plus grand. Le temps d'acquisition et de calcul nécessaire à la reconstruction d'images 3D par la méthode complète pourrait par conséquent exclure cette méthode pour certaines applications *in vivo*. Il serait possible d'étudier des combinaisons intermédiaires qui pourraient représenter un compromis plus intéressant selon la situation.

CHAPITRE 5

ÉVALUATION DU TOMOGRAPHE 3D

Nous avons décrit aux chapitres précédents un système d'acquisition de données et un algorithme de reconstruction d'images adaptés à la TIE tridimensionnelle. Une étude *in vitro* sera maintenant effectuée dans le but de caractériser le système. En premier lieu, la méthodologie employée pour effectuer les tests *in vitro* sera expliquée. Suivront les résultats présentés sous forme d'images 2D et 3D, et on terminera par une brève discussion.

5.1 Méthodologie

Le développement d'un nouvel instrument médical est un travail d'envergure qui s'étend souvent sur plusieurs années. Le tomographe 3D qui fait l'objet de ce mémoire n'est pour l'instant qu'un prototype. Il est donc nécessaire de caractériser ses capacités dans un environnement contrôlé. Pour ce faire, nous emploierons un fantôme, c'est-à-dire un bassin de plexiglas cylindrique, dont les dimensions s'apparentent à celles du thorax humain. Le fantôme contient une solution saline ayant une conductivité proche de la conductivité moyenne des tissus du thorax (260mS/m). Des cylindres de plastique et de métal y seront introduits pour modifier la distribution de conductivité. Cette section décrit la méthodologie employée pour obtenir des images 3D *in vitro*. En premier lieu, les composants du montage expérimental seront détaillés. Ensuite, nous présenterons des images 3D reconstruites avec les données acquises sur ce fantôme.

5.1.1 Montage pour les essais *in vitro*

Le montage expérimental utilisé pour vérifier le tomographe 3D est illustré à la figure 5.1 ci-dessous.

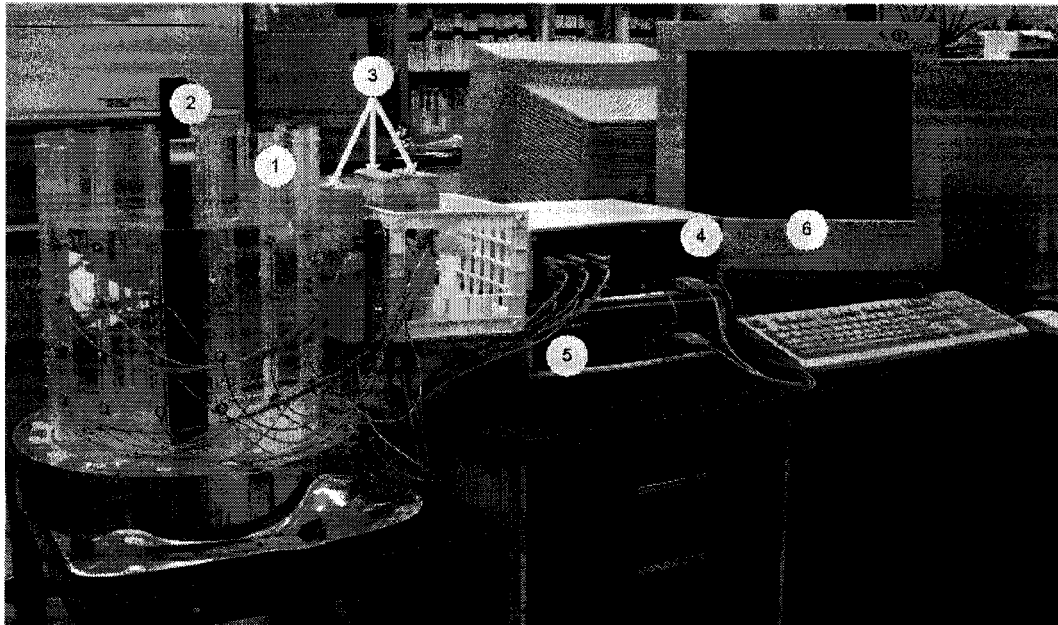


Figure 5.1 Montage expérimental utilisé pour vérifier le tomographe 3D : (1)Le fantôme, (2)L'objet isolant, (3)Les MÉA (4)Le module de multiplexage (5)Le MSD (6) Le PC

Le schéma-bloc de la figure 5.2 décrit les interconnexions entre les modules qui composent le montage expérimental :

- Un ordinateur personnel (PC) ;
- Un module de synthèse et de démodulation (MSD) des porteuses servant à effectuer les mesures d'impédance ;
- Le module de multiplexage (MUX) réalisé dans le cadre de cette maîtrise ;
- Trois modules d'électrodes actives (MÉA) ;
- Un fantôme entouré de 3 câbles allant à 16 électrodes chacun.

Notons que le système actuel est conçu pour fonctionner avec quatre plans d'électrodes, mais comme seulement trois MÉA étaient disponibles au moment des essais, ceux-ci ont été effectués avec trois plans.

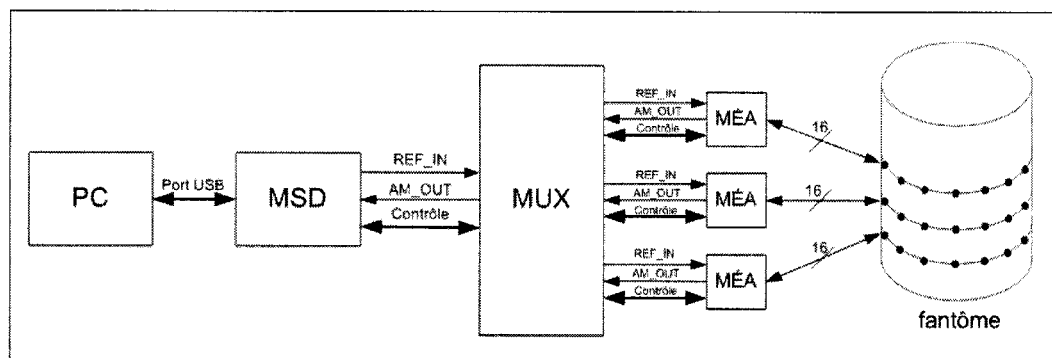


Figure 5.2 Schéma-bloc du montage expérimental utilisé pour vérifier le tomographe 3D

Le tomographe 3D est entièrement contrôlé par une interface graphique réalisée par une application Windows, appelée MEMTA, développée par le Dr Hervé Gagnon (Gagnon, 2003). Cette application exécutée par le PC interagit avec un programme exécuté par un microcontrôleur situé dans le MSD. Le lien physique entre le PC et le MSD est un port USB. Le microcontrôleur du MSD interagit à son tour avec un microcontrôleur situé dans le module de multiplexage (MUX), et aussi avec 48 microcontrôleurs situés dans les trois modules d'électrodes actives (MÉA). Selon le nombre de plans d'électrodes et le mode d'acquisition (séquentiel ou chaîné) choisis par l'utilisateur, MEMTA transmet aux divers microcontrôleurs un ensemble d'instructions qui détermineront comment chaque électrode sera utilisée pendant l'acquisition des données.

Pour chaque mesure de la trame, le réseau de microcontrôleurs choisit quatre électrodes : deux électrodes adjacentes pour appliquer le courant au volume conducteur et deux électrodes adjacentes pour mesurer la différence de potentiel qui en résulte. Le terme «adjacent» signifie ici une paire d'électrodes voisines, situées soit sur le même plan,

soit sur deux plans consécutifs. Les signaux identifiés REF_IN, AM_OUT et Contrôle sur la figure 5.2 jouent les rôles suivants :

- REF_IN est un signal sinusoïdal synthétisé numériquement par le MSD qui contrôle le courant appliqué au volume conducteur. La fréquence de cette «porteuse de référence» est programmable, mais on la fixe généralement à 50kHz.
- AM_OUT est une porteuse de même fréquence que REF_IN mais modulée en amplitude et en phase par l'impédance de transfert du volume conducteur. En fait, c'est la différence de potentiel vue par la paire d'électrodes présentement choisie comme électrodes de mesure. Ce signal est numérisé puis démodulé en quadrature de phase (c'est-à-dire pour extraire la partie réelle et imaginaire de l'impédance de transfert) par un processeur spécialisé situé dans le MSD. Les données sortant du démodulateur sont transmises au PC par le port USB.
- Contrôle : représentent un ensemble de quatre signaux binaires au moyen desquels les divers microcontrôleurs communiquent entre eux. Un de ces signaux, SCAN-CLK, joue un double rôle : pendant la phase d'initialisation du système, il sert d'horloge pour synchroniser la transmission d'instructions aux divers microcontrôleurs ; durant l'acquisition de données il détermine la cadence à laquelle seront effectuées les mesures.

Le programme MEMTA est conçu pour effectuer la reconstruction d'images 2D et l'affichage de ces images en temps-réel. Pour les essais *in vitro* que nous avons réalisés cette option d'affichage n'a pas été utilisée. Les données acquises étaient enregistrées sur le disque dur du PC, puis transférées à une station SUN (modèle Sun Blade 2000) pour reconstruire les images, puisque la mémoire vive du PC était insuffisante. Une image 3D nécessitait un délai de calcul de 25 secondes.

Le fantôme utilisé pour les mesures est composé d'un cylindre de plexiglas de 29,1 cm de diamètre et 35 cm de haut, rempli d'une solution de NaCl dont la conductivité est titrée à 260 mS/m. Cette conductivité s'approche de la valeur moyenne des tissus du thorax (voir tableau 2.1). Les électrodes sont disposées tout autour du cylindre. Il

s'agit d'électrodes en Ag/AgCl de 2 mm de diamètre. La partie en Ag/AgCl affleure la paroi interne du cylindre et la connexion aux câbles des M^ÉA se fait par des boutons à pression fixés sur la paroi externe. Les électrodes sont disposées en quatre rangées de 16 et les rangées sont espacées de 5,7 cm.

5.1.2 Acquisition des données

Lorsque le système est employé pour obtenir des images 3D, le mode chaîné (voir section 3.1.4) est appliqué. La méthode d'acquisition de données est la même que celle présentée à la section 2.2, mais cette fois, la séquence s'étend sur 3 plans d'électrodes. La figure 5.3 illustre la nouvelle séquence d'acquisition de données. Rappelons que les symboles I^+ et I^- représentent la source et le puits de courant respectivement, et que les entrées de l'amplificateur d'instrumentation servant à mesurer la différence de potentiel sont représentées par les symboles V^+ et V^- . Mentionnons que pour des raisons de clarté, seulement 12 électrodes par plan sont représentées dans le schéma. Dans le premier encadré (coin supérieur gauche) on voit la position des 4 électrodes utilisées pour effectuer la première mesure de la trame. Les mesures 2 à 13 sont réalisées en décalant d'une électrode les connexions à la source, au puits et aux entrées de l'amplificateur suivant le sens horaire. À la 14^{ème} mesure, l'entrée inverseuse de l'amplificateur est connectée à l'électrode 1 du deuxième plan, tandis que l'autre entrée de même que la source et le puits de courant sont encore reliés aux trois dernières électrodes du plan 1. La rotation dans le sens horaire, avec un passage au plan suivant lorsqu'une électrode de l'ensemble de 4 électrodes a complété un tour, se poursuit jusqu'à la mesure 48 (encadré, coin supérieur droit). Les mesures 49 à 96 s'effectuent de la même façon que les 48 premières, mais l'électrode reliée au puits de courant (I^-) est séparée d'une position de l'électrode reliée à l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur (V^+). L'intervalle entre l'électrode reliée au puits de courant et celle reliée à l'entrée non-inverseuse de l'amplificateur est augmenté d'une position à

toutes les 48 mesures. L'encadré du coin inférieur droit montre les électrodes qui sont utilisées pour effectuer la mesure 2160, la dernière de la trame.

5.1.3 Profil d'une trame acquise avec le mode chaîné

La figure 5.4 montre le profil d'une trame acquise avec le mode chaîné pour le cas de 3 plans d'électrodes. L'abscisse du graphique est le numéro de la mesure. La dernière mesure porte le numéro 4320, au lieu de 2160 comme indiqué au paragraphe précédent. Ceci est dû à une particularité du démodulateur numérique utilisé dans notre système, qui effectue deux mesures pour chaque combinaison de paires d'électrodes. L'algorithme de reconstruction d'images tient compte de ce dédoublement des mesures. L'ordonnée du graphique représente la différence de potentiel mesurée pour chaque combinaison de paires d'électrodes. Les valeurs sont en unités arbitraires (UA).

Le profil a la forme caractéristique d'une série de «U», un par plan. La différence de potentiel maximum est obtenue quand les électrodes connectées à la source et au puits de courant sont près des électrodes reliées aux entrées de l'amplificateur d'instrumentation. La position des électrodes lors de ces maxima est représentée dans les croquis situés au-dessus du graphique. Le profil de la trame présente des variations brusques de potentiel à intervalles réguliers. Bien qu'il s'agisse ici de mesures expérimentales et donc sujettes aux imperfections de l'instrumentation, certaines de ces variations brusques sont normales et découlent de la séquence d'assignation des électrodes utilisée dans le mode chaîné. En effet, chaque fois qu'une mesure est prise avec des électrodes situées sur deux plans différents, la mesure 14 illustrée à la figure 5.3 par exemple, une variation significative de différence de potentiel se produira en raison du changement de distance entre les électrodes d'excitation (I^+ et I^-) et/ou de mesure (V^+ et V^-).

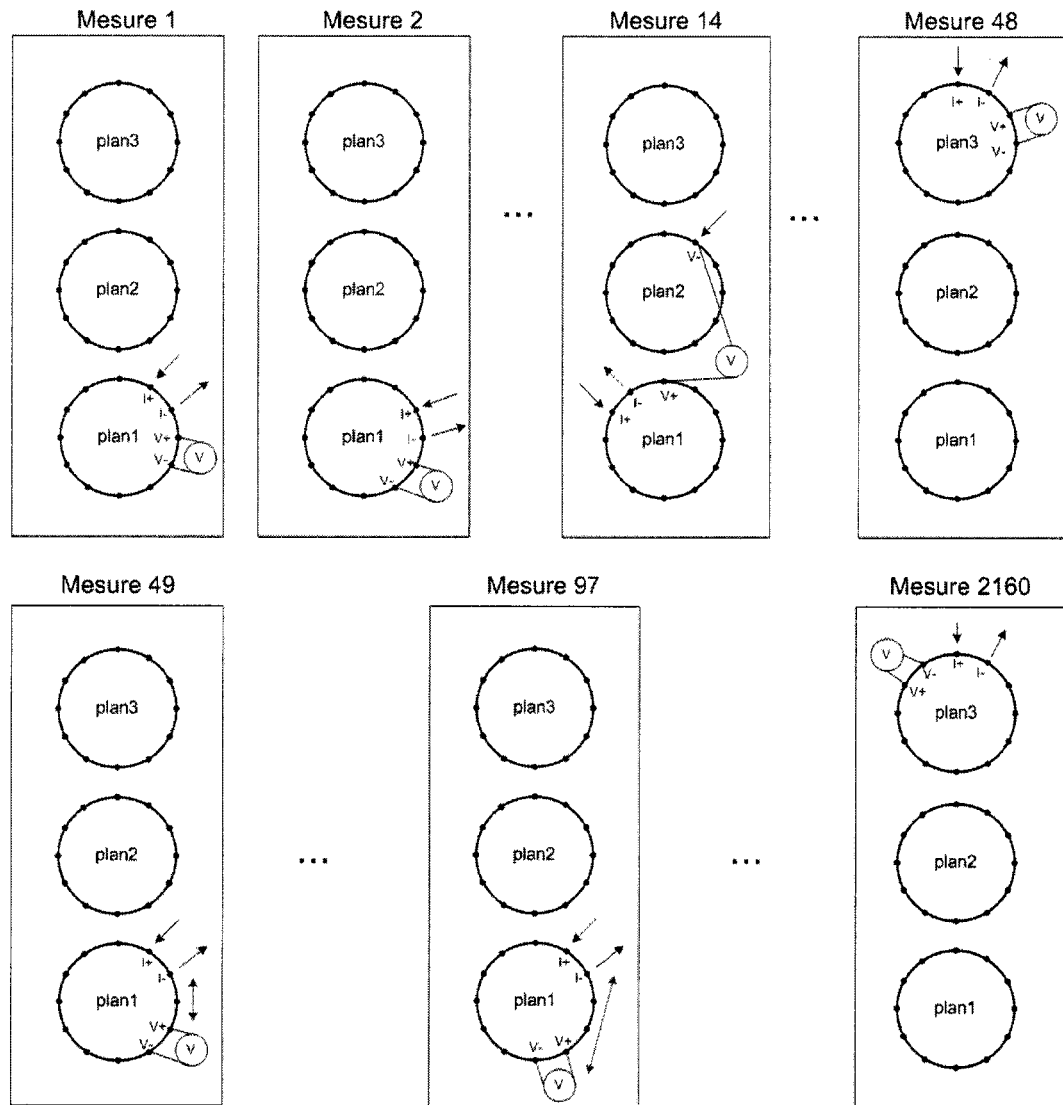


Figure 5.3 Séquence d'acquisition des données

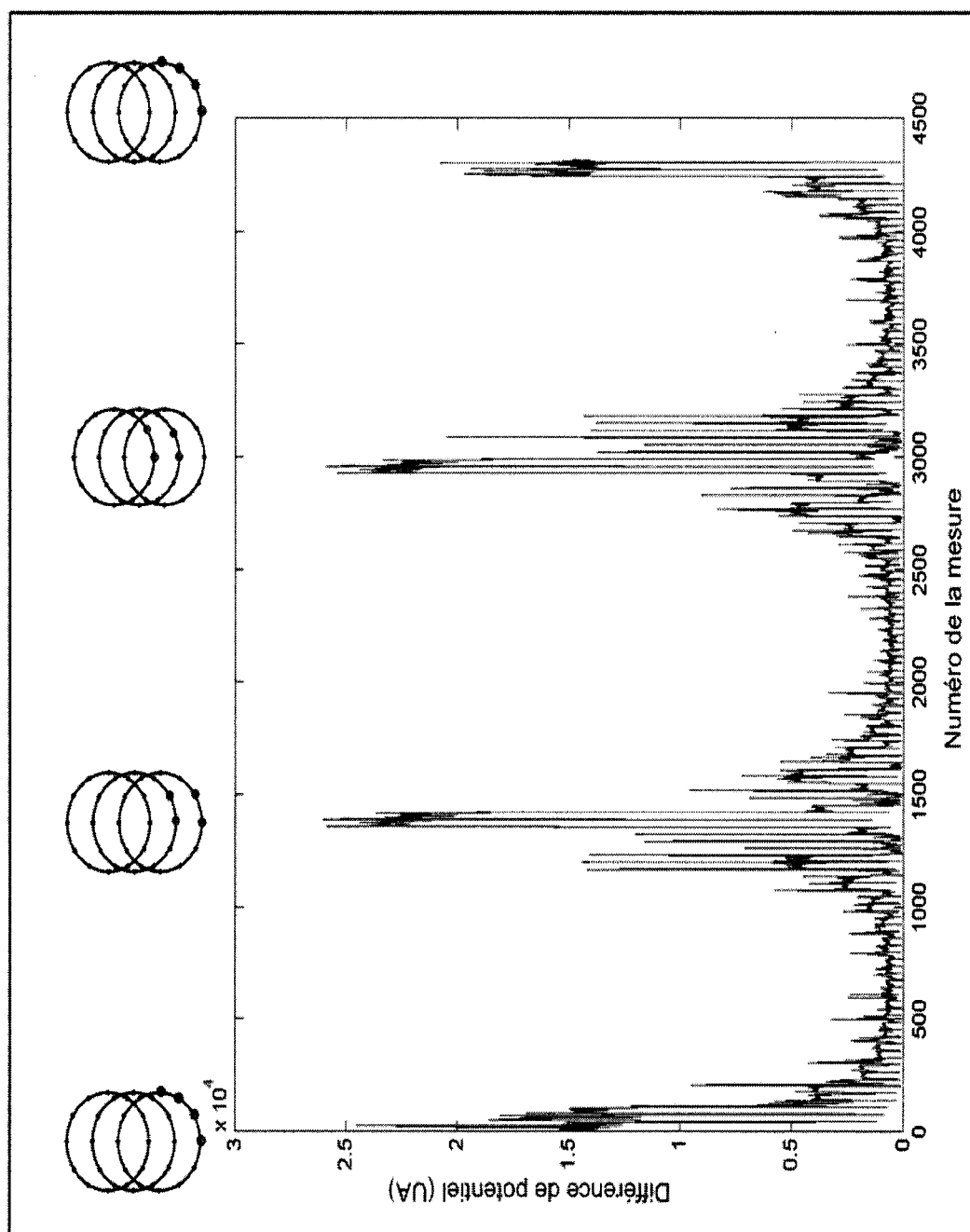


Figure 5.4 Trame de mesures acquises en mode chaîné dans un fantôme en utilisant 3 plans de 16 électrodes

5.2 Résultats

Les images obtenues avec le tomographe 3D sont présentées ici. Différents essais ont été effectués avec un objet conducteur et un objet isolant, tous deux de forme cylindrique. L'objet conducteur est un tube de laiton de 53 cm de long et 3 cm de diamètre. Un tube de PVC de 40 cm de long et 3 cm de diamètre sert d'objet isolant.

Afin de faciliter la compréhension des images, une convention de couleur a été adoptée : le passage du noir au rouge signifie une augmentation de conductivité, et du noir au bleu, une diminution de conductivité. Ainsi, un objet conducteur sera représenté en rouge, puisque sa conductivité est supérieure à celle de la solution saline, et un objet isolant sera représenté en bleu, vu que sa conductivité est inférieure à celle de la solution saline.

Les premières images obtenues à l'aide de mesures réelles sont plus bruitées que celles obtenues en simulation par la méthode 3D réduite (figures 4.5b et 4.6b). Une analyse de la trame (figure 5.5) a permis de découvrir que certaines mesures étaient erronées. Le signal simulé est affiché dans le graphique du haut, et le signal réel, dans le graphique du bas. Dans le signal réel, on remarque la présence de chutes de potentiel à toutes les 32 mesures, ce qui correspond à chaque changement de niveau d'électrodes. Or, comme on l'a montré à la figure 5.2, chaque niveau d'électrodes est connecté à un MÉA différent. Ainsi, la mesure erronée correspond à celle qui est prise lorsque les deux éléments de la paire d'électrodes de mesure sont situés sur deux MÉA différents. Un exemple de cette situation est représentée à la mesure 14 de la figure 5.3. Ici, les électrodes I^+ et I^- sont reliées à des circuits de source et puits de courant contenus dans le MÉA numéro 1. La différence de potentiel engendrée par le passage de ce courant est par contre mesurée par deux amplificateurs d'instrumentation différents ; l'un rattaché à l'électrode V^+ du plan 1 et contenu dans le MÉA numéro 1, l'autre rattaché à l'électrode V^- du plan 2 et contenu dans le MÉA numéro 2.

Une étude du système a permis de réaliser que les MÉA ne se comportent pas exactement tel que décrit à la section 3.1.3. Lorsque les électrodes de mesure sont connectées à deux MÉA différents, l'une des deux entrées de l'amplificateur différentiel de chacun de ces MÉA doit être ramenée à la masse. Actuellement, la configuration des MÉA effectue ce retour à la masse par une résistance de rappel de $10K\Omega$. Pour qu'une véritable connexion à la masse puisse se faire, une reprogrammation des microcontrôleurs intégrés aux MÉA est nécessaire. À ce stade-ci, on a opté pour un filtrage des mesures erronées ; les modifications aux MÉA pourront être effectuées lors d'un projet de maîtrise ultérieur. Le filtrage des données a été fait en accordant un poids de 1% à chacune des mesures erronées de façon à réduire leur contribution dans la reconstruction des images.

La première série d'images est présentée aux figures 5.6 et 5.7. L'objet conducteur est placé d'abord au centre du fantôme, et ensuite, en périphérie, dans les quatre axes. On remarque que les images sont fortement bruitées, mais on arrive tout de même à localiser la perturbation. Les reconstructions 3D corrigées par le filtre sont un peu moins bruitées que les reconstructions originales.

Les figures 5.8 et 5.9 présentent la même série d'images, mais cette fois, un objet isolant est plongé dans la solution saline. Les résultats sont nettement meilleurs qu'avec l'objet conducteur : les images sont moins bruitées, et la perturbation est mieux localisée. Cela s'explique par le fait que la différence de conductivité entre l'eau salée et l'objet isolant est supérieure à la différence de conductivité entre l'eau salée et l'objet conducteur (une couche d'oxyde peut s'être formée à la surface du tube de laiton).

Les figures 5.11, 5.12, 5.13 et 5.14 reprennent les mêmes expériences, mais l'objet conducteur ou isolant n'est plongé que partiellement dans la solution. Un support le retient à la hauteur du niveau 2 (voir la figure 5.10). En plus des images 3D, les images 2D obtenues lorsque le système est utilisé en mode séquentiel sont présentées, pour

les trois niveaux d'électrodes. Encore une fois, la reconstruction de l'objet conducteur est plus bruitée que celle de l'objet isolant. Les images 3D montrent effectivement que l'objet ne se rend pas jusqu'au fond du récipient. Sur les images 2D, même si l'objet ne traverse pas le plan considéré, une tache de faible intensité est obtenue. On ne peut pas dire alors s'il s'agit d'une faible perturbation de conductivité dans le plan des électrodes ou d'une perturbation plus grande située à l'extérieur du plan des électrodes.

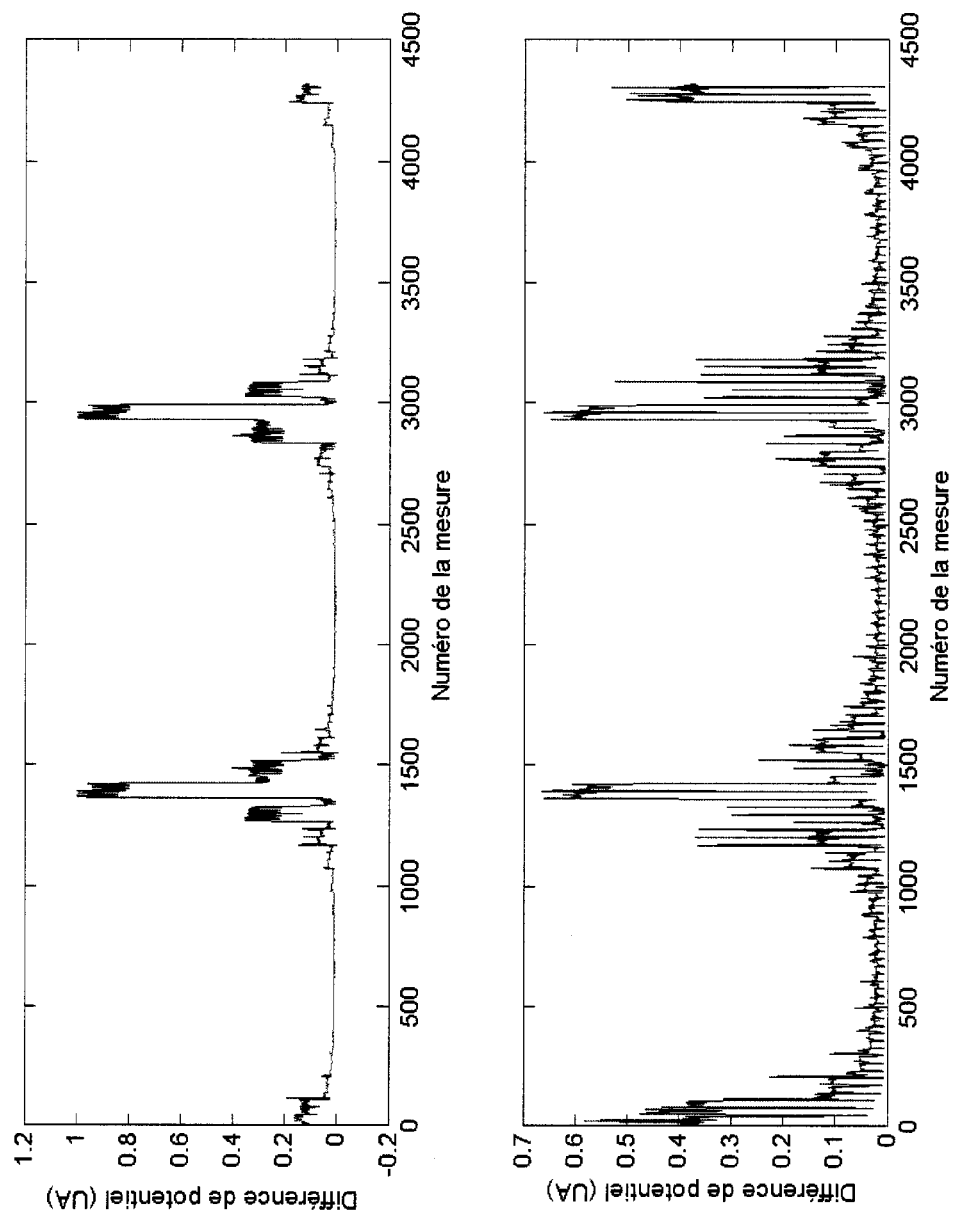


Figure 5.5 Comparaison du signal simulé (en haut) avec le signal mesuré (en bas)

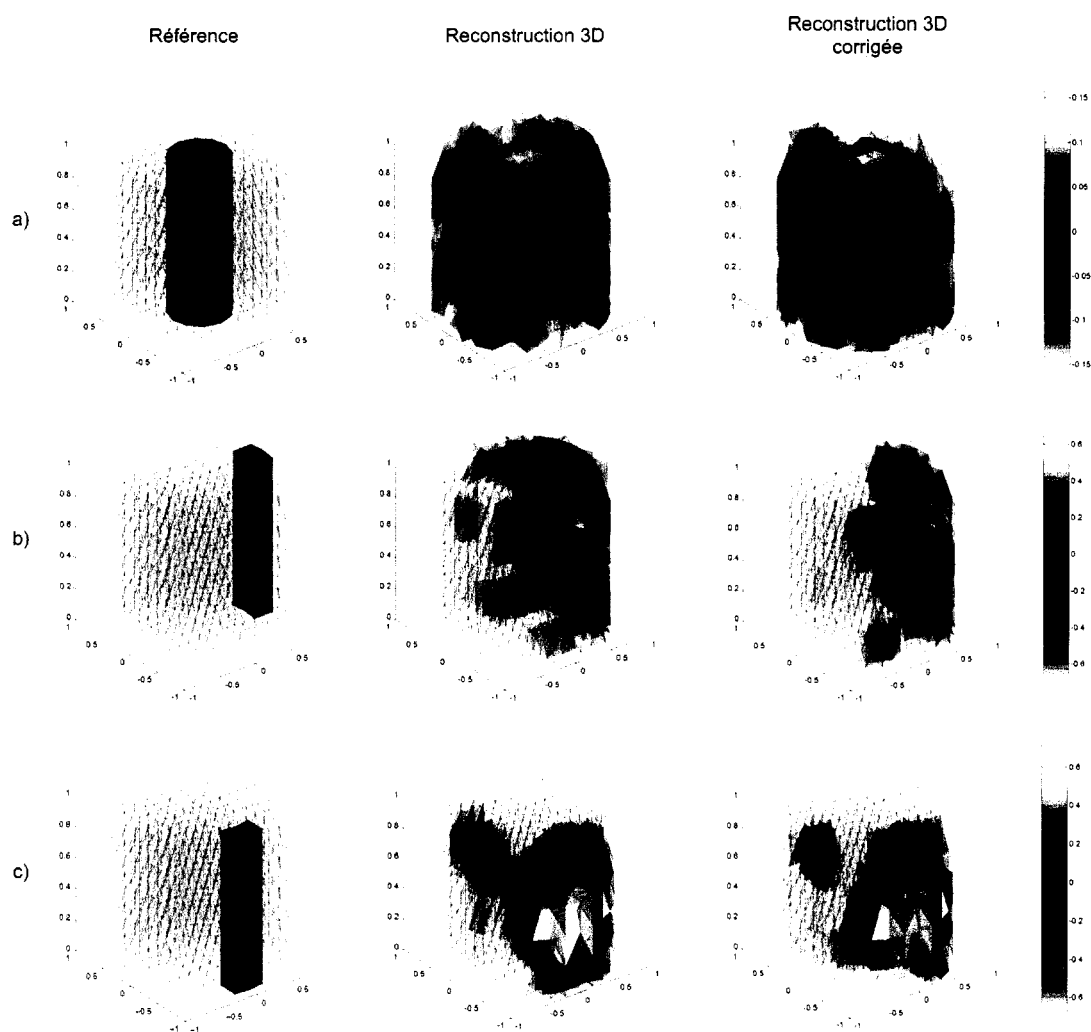


Figure 5.6 Reconstructions 3D d'un objet conducteur placé : a) au centre b) et c) en périphérie à $\theta = 90^\circ$ et 180° respectivement

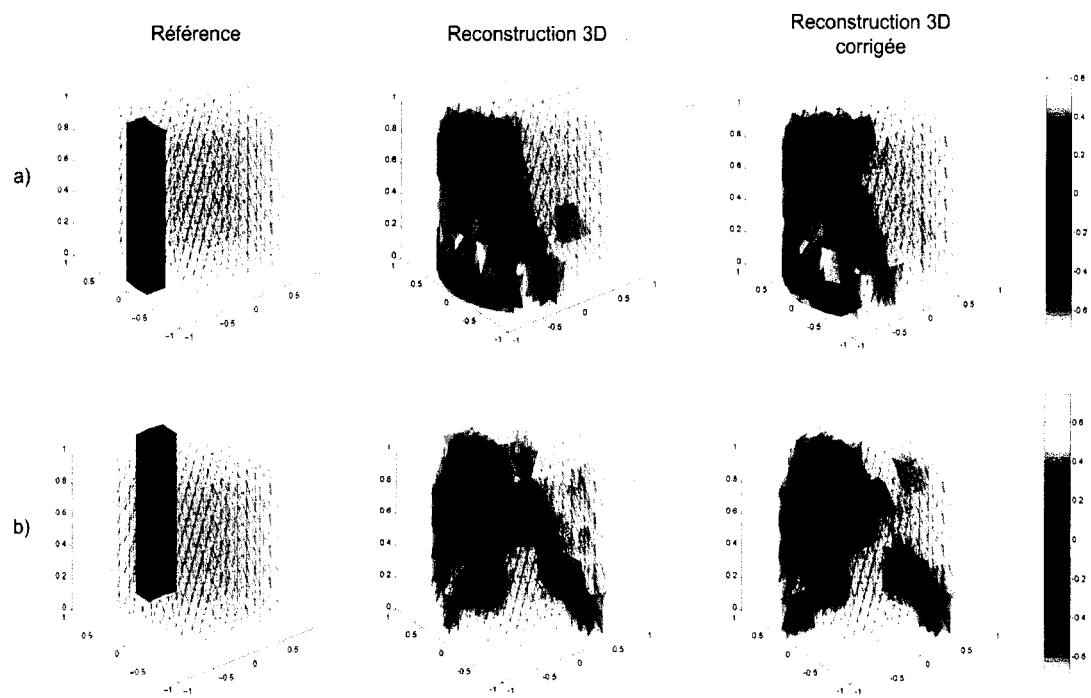


Figure 5.7 Reconstructions 3D d'un objet conducteur placé en périphérie à $\theta = 270^\circ$ et 0° respectivement

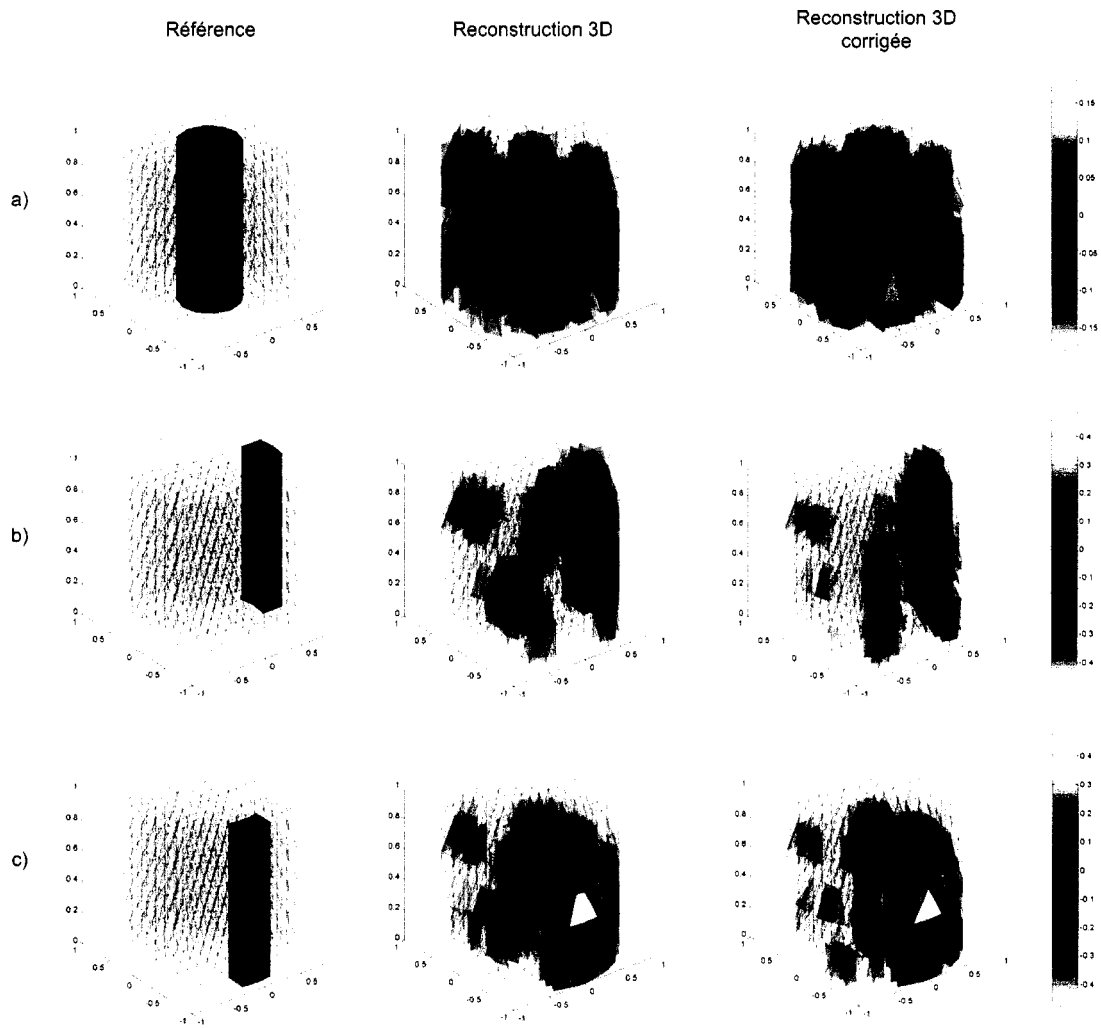


Figure 5.8 Reconstructions 3D d'un objet isolant placé : a) au centre b) et c) en périphérie à $\theta = 90^\circ$ et 180° respectivement

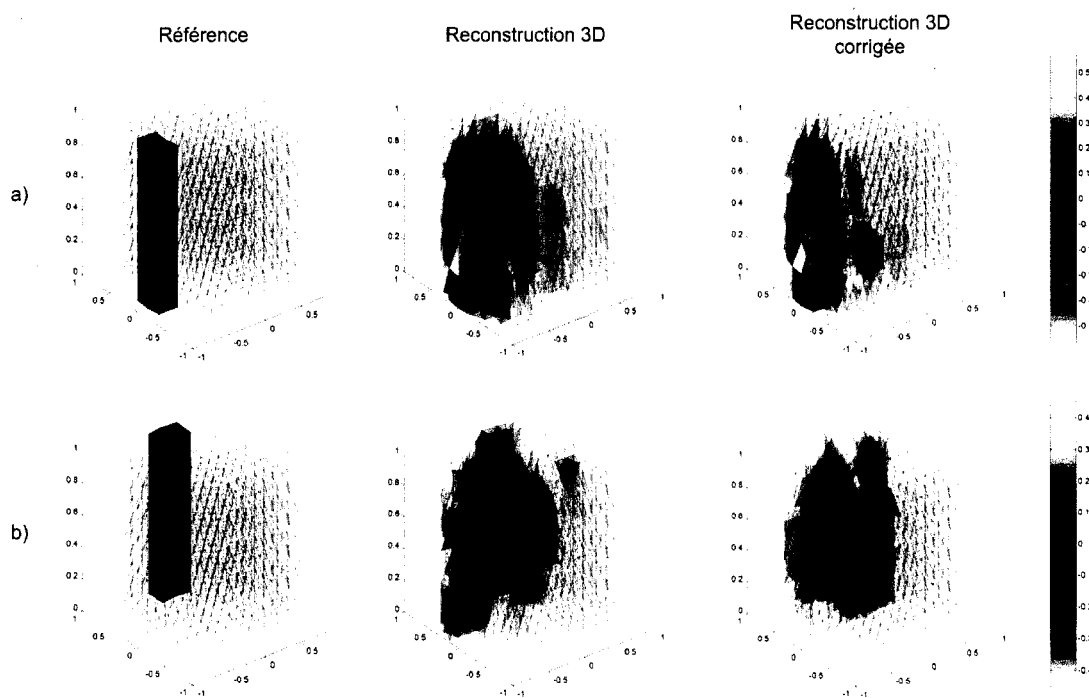


Figure 5.9 Reconstructions 3D d'un objet isolant placé en périphérie à $\theta = 270^\circ$ et 0° respectivement



Figure 5.10 Objet isolant retenu à mi-hauteur dans le fantôme

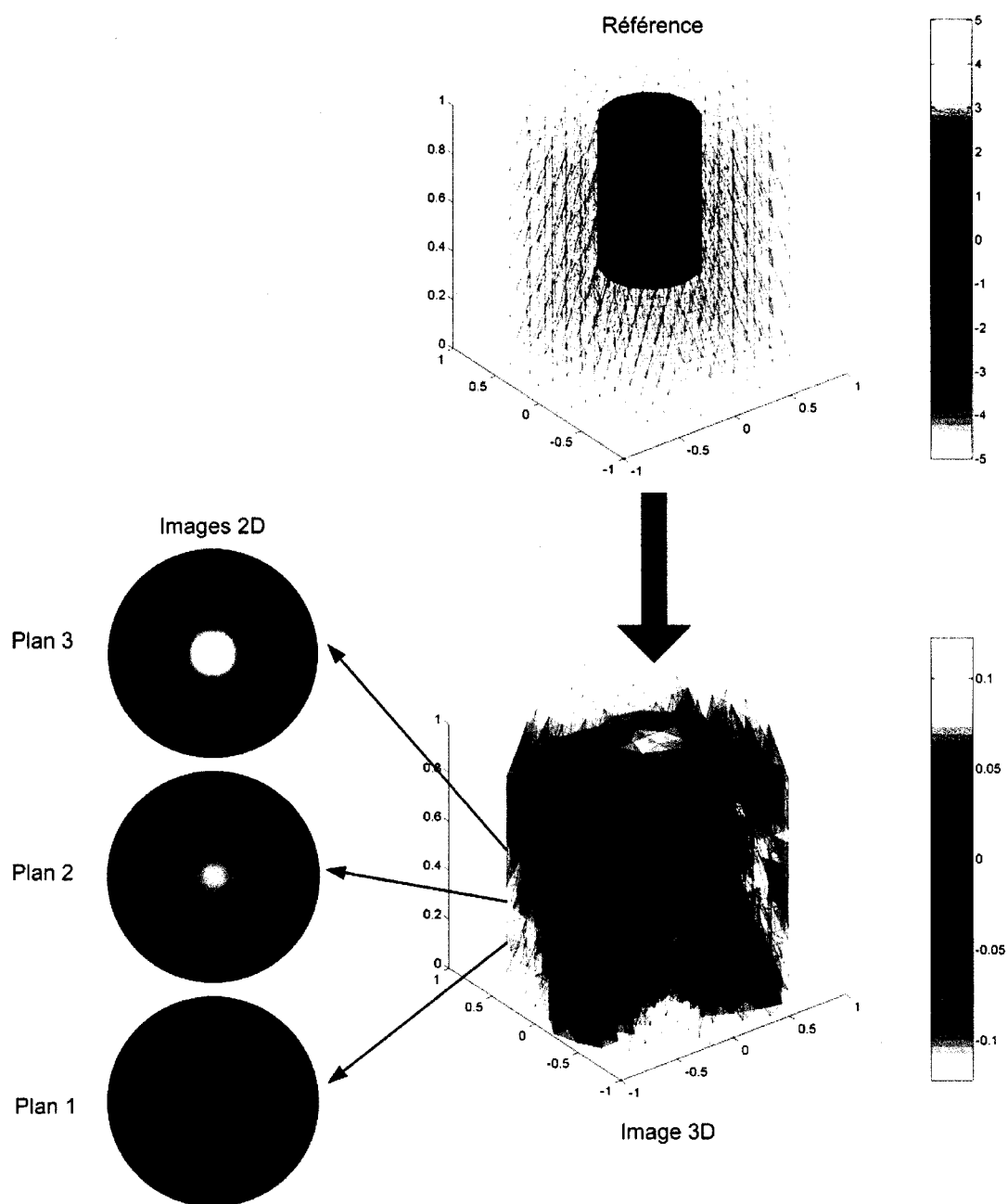


Figure 5.11 Reconstructions 2D et 3D d'un objet conducteur centré, retenu à mi-hauteur du fantôme

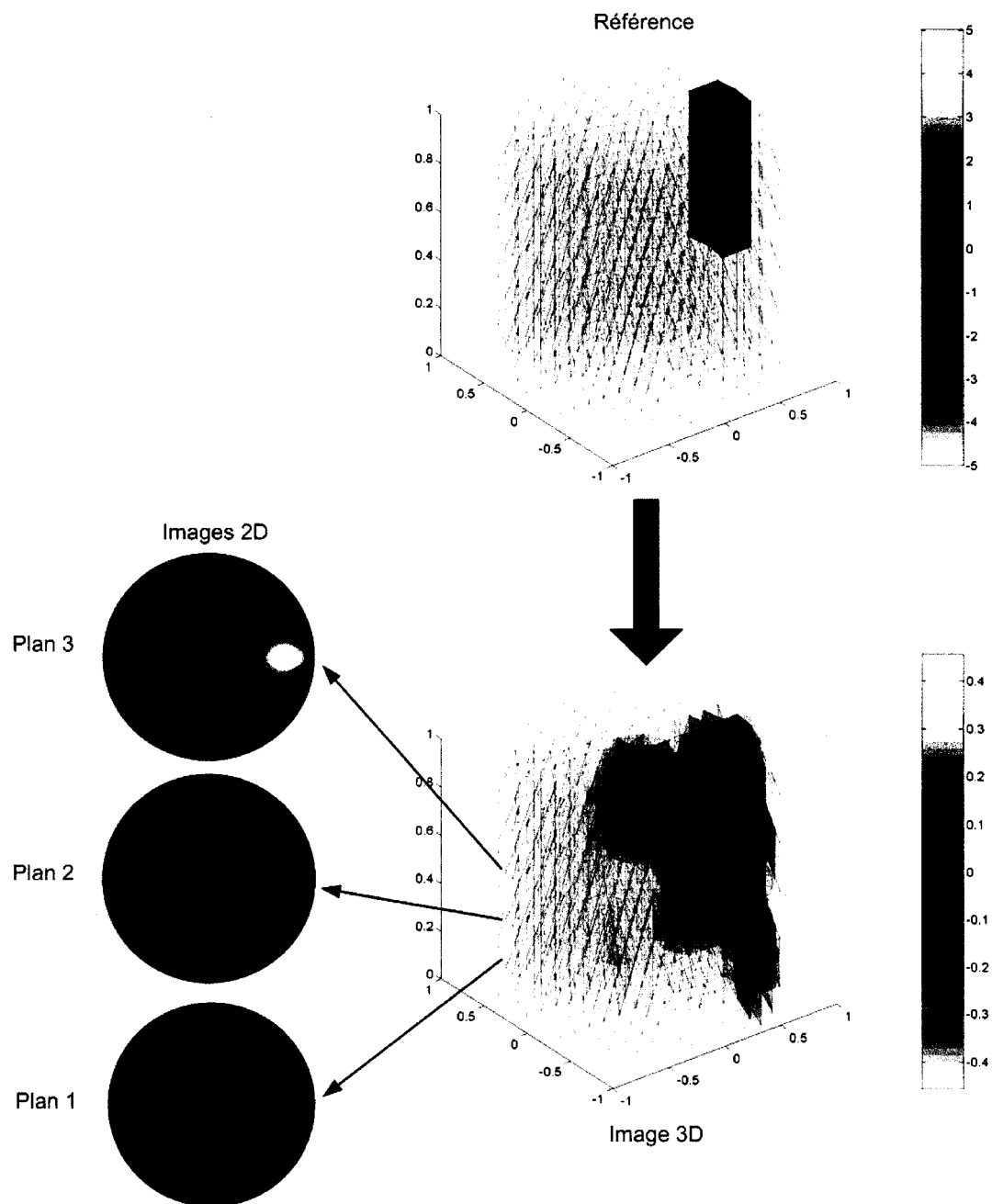


Figure 5.12 Reconstructions 2D et 3D d'un objet conducteur périphérique, retenu à mi-hauteur du fantôme

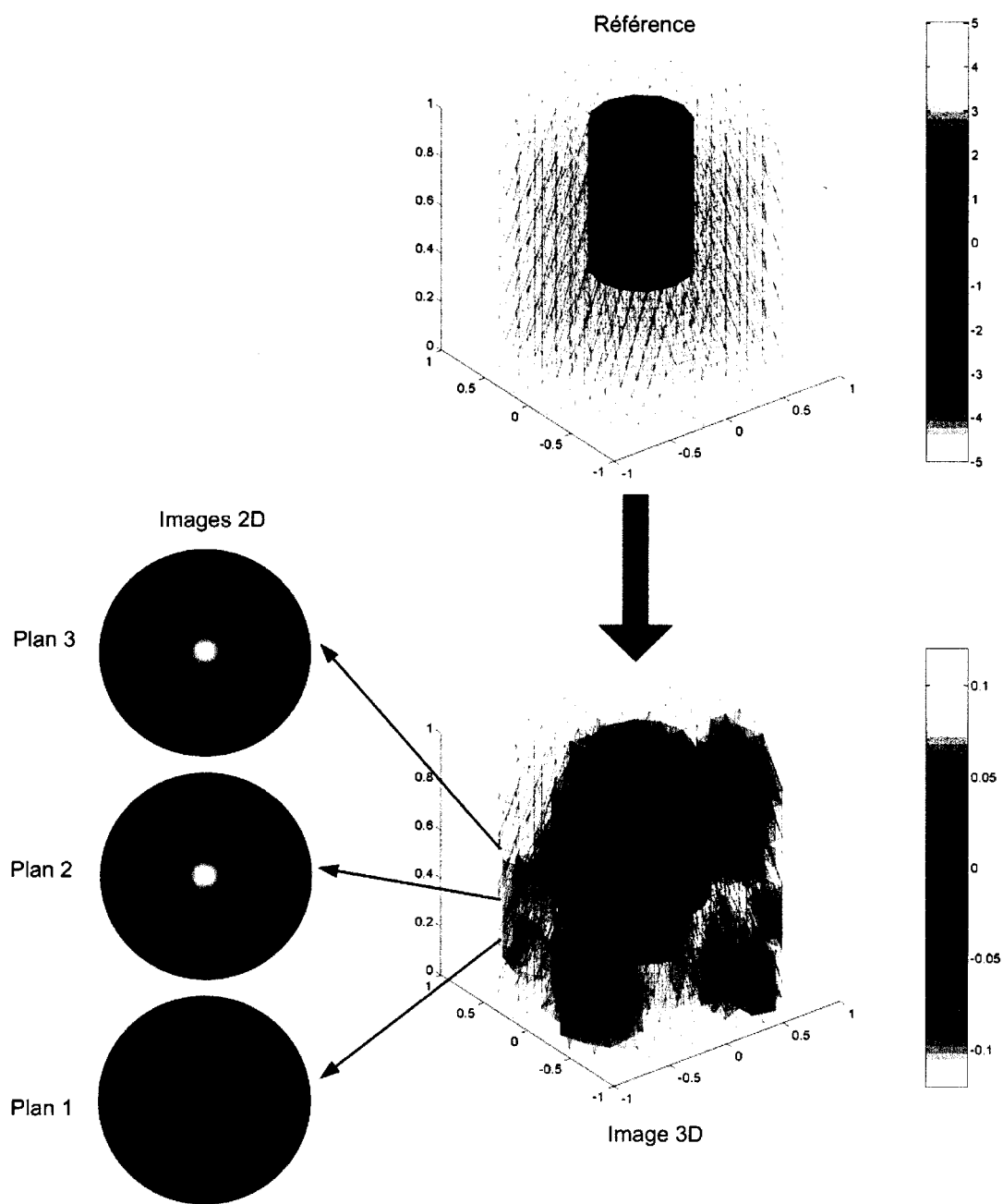


Figure 5.13 Reconstructions 2D et 3D d'un objet isolant centré, retenu à mi-hauteur du fantôme

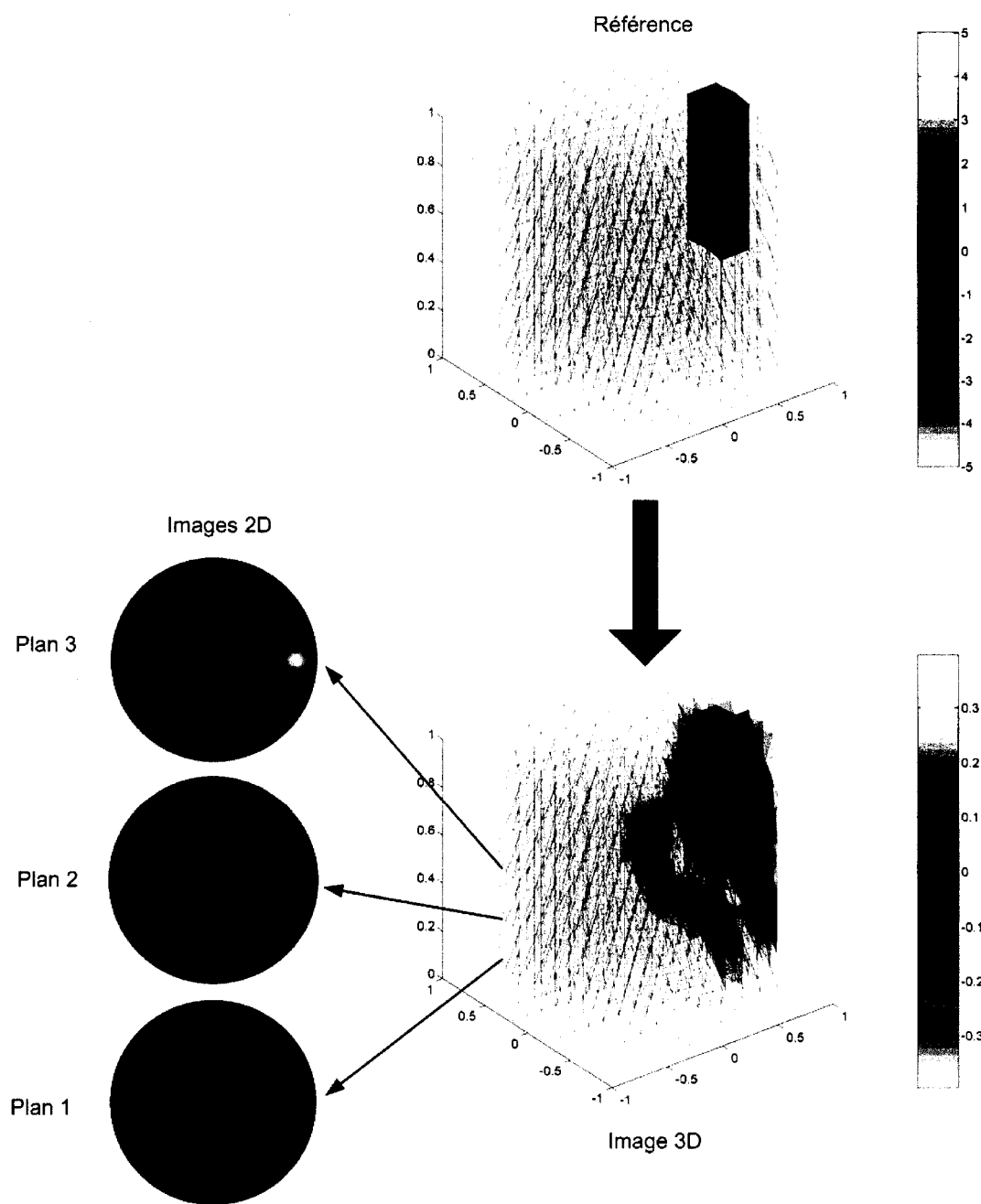


Figure 5.14 Reconstructions 2D et 3D d'un objet isolant périphérique, retenu à mi-hauteur du fantôme

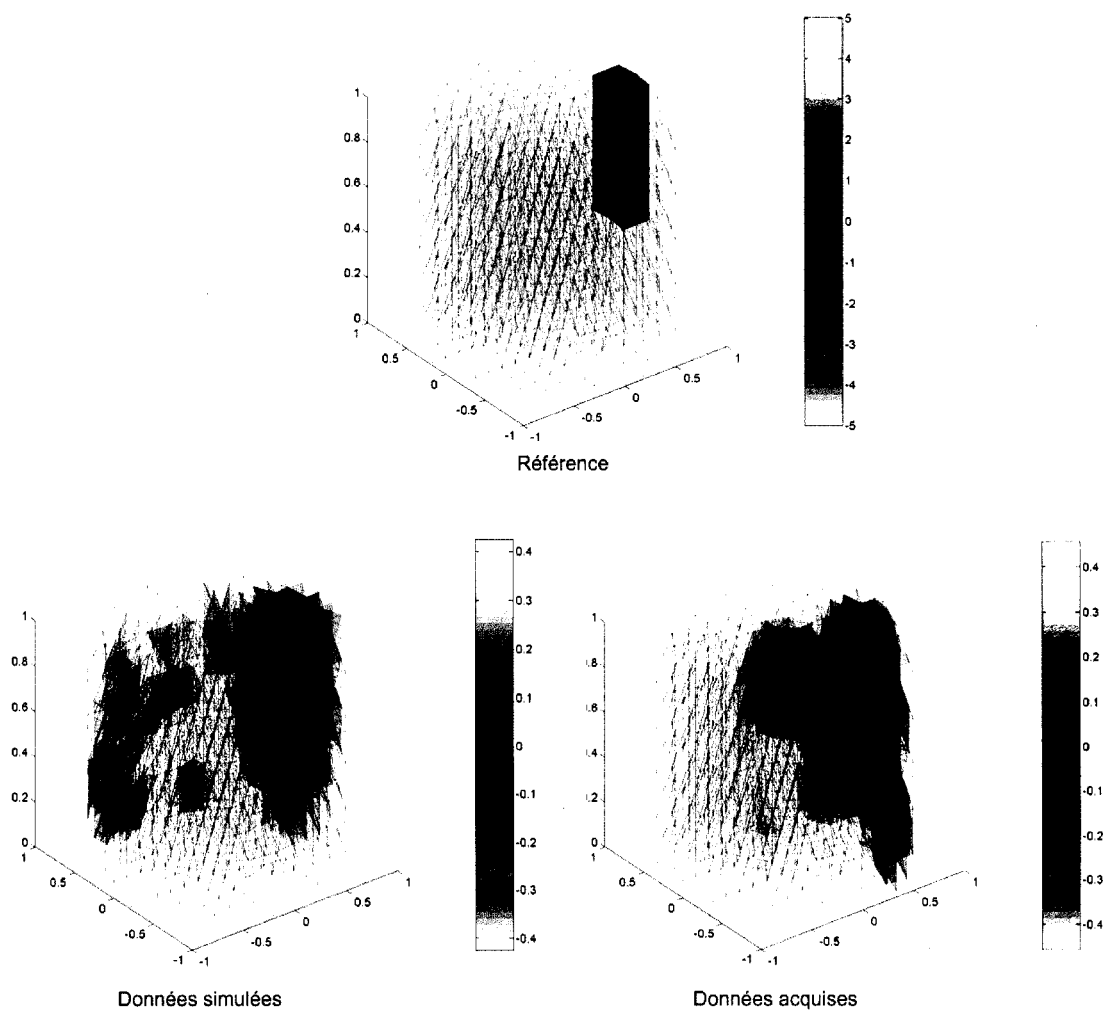


Figure 5.15 Comparaison d'images 3D reconstruites avec des données simulées et acquises expérimentalement pour un objet conducteur périphérique, retenu à mi-hauteur du fantôme

5.3 Discussion

Nous avons décrit dans ce chapitre des essais du tomographe 3D réalisés avec des objets conducteurs et des objets isolants immergés dans un bassin cylindrique rempli de salin. Ces essais avaient pour but de vérifier le fonctionnement de l'instrumentation et des algorithmes de reconstruction d'images 3D développés au cours de ce projet de maîtrise, dans des conditions expérimentales qui s'approchent de celles prévalentes lors d'applications *in vivo* de la TIE.

Globalement, les images 3D reconstruites à partir de données acquises expérimentalement sont de qualité moindre que celles obtenues de données simulées. La figure 5.15 est un exemple de la comparaison des images 3D reconstruites avec les deux types de données, pour une même perturbation de conductivité. L'image obtenue avec les données réelles est plus bruyante et la localisation de la perturbation est moins précise. Les principales causes de cette perte de qualité sont les imperfections dans l'instrumentation et dans le dispositif expérimental. Plus précisément,

1. Une anomalie dans le fonctionnement des MÉA, qui produit des données erronées chaque fois qu'une différence de potentiel est mesurée avec des électrodes situées sur des plans différents.
2. Une grande variabilité dans l'impédance de contact entre les électrodes Ag/AgCl de 2 mm et le milieu salin qui, conjuguée aux imperfections des sources de courant des MÉA (principalement, une impédance de sortie trop faible) produit un bruit important dans les mesures (figure 5.5).
3. L'étendue du montage expérimental (figure 5.2) comprenant le bassin de salin, les câbles d'électrodes, les modules du tomographe 3D, le PC, etc. qui rend l'acquisition de données plus vulnérable aux sources d'interférence électromagnétique présentes dans tout le laboratoire.

Bien que certaines de ces causes d'erreur puissent être éliminées ou réduites par des modifications au design des MÉA, l'utilisation d'électrodes plus grandes et le réaménagement du montage expérimental, il est improbable que l'on reproduise les conditions quasi-idéales implicites dans les simulations. En rétrospective, le rapport signal/bruit de 50 dB utilisé au chapitre 4 pour représenter les imperfections de l'instrumentation dans les simulations était sans doute surestimé.

Pour obtenir des images 3D malgré les erreurs dans les mesures interplan, nous avons réduit à 1% le poids accordé à ces mesures lors de la reconstruction. Le choix de ce seuil est, dans notre cas, arbitraire mais l'approche visant à défavoriser les mesures interplan dans la reconstruction n'est pas nouvelle. Metherrall (1998) décrit dans sa thèse une approche semblable, par laquelle le poids accordés à chaque mesure est fonction du nombre de plans qui séparent les électrodes de mesure de potentiel des électrodes servant à appliquer le courant. Il semble donc qu'au moins un autre groupe de recherche ait constaté que les mesures acquises avec plusieurs plans d'électrodes n'ont pas une importance égale dans la reconstruction des images 3D. Par contre, il n'est pas clair à ce stade-ci que cette pondération soit nécessaire simplement pour obvier à certaines limites de l'instrumentation ou si elle découle d'un problème fondamental. Une étude plus approfondie de cette question constituerait, à notre avis, un excellent sujet de projet de maîtrise.

CONCLUSION

L'objectif de ce projet de maîtrise était de concevoir un tomographe 3D. En premier lieu, une nouvelle instrumentation de TIE permettant l'acquisition de données sur quatre plans d'électrodes a été développée. En second lieu, des algorithmes de reconstruction d'images adaptés au contexte 3D ont été élaborés. Des simulations ont permis de vérifier le bon fonctionnement de ces algorithmes et de démontrer la pertinence de la TIE-3D. En effet, une image 3D apporte plus d'information sur la forme et la position d'une perturbation de conductivité, que ne peuvent le faire quatre images 2D reconstruites à partir de mesures obtenues uniquement d'électrodes situées autour d'un plan. Des tests pour évaluer les performances du tomographe et son applicabilité en milieu *in vitro* ont finalement été effectués. Des images 2D et 3D ont été générées à partir de données acquises d'un fantôme constitué d'un bassin cylindrique rempli de salin, à l'intérieur duquel on insérerait des objets cylindriques de différentes conductivités. Ces images démontrent que la TIE-3D permet de localiser un objet dans un espace 3D.

Nous considérons que les objectifs de ce projet de maîtrise ont été réalisés dans une large mesure. La conception du tomographe constitue un premier pas vers la TIE-3D. Les résultats obtenus suggèrent de poursuivre la recherche dans le but de faire de la TIE-3D une technique de diagnostic complémentaire à la TIE-2D, mieux adaptée à des applications de monitoring. Comme l'a démontré Coulombe (2003), l'utilisation d'un seul plan d'électrodes en TIE ne permet pas de visualiser les changements de conductivité aux extrémités des poumons. La TIE-3D enlève l'ambiguïté sur la position verticale, et pourrait permettre la détection d'anomalies locales, comme l'oedème pulmonaire.

Avant d'effectuer des essais *in vivo*, il est nécessaire de corriger une erreur dans le fonctionnement du tomographe et de refaire les tests *in vitro*. En effet, des données erronées sont produites chaque fois qu'une différence de potentiel est mesurée avec des électrodes situées sur des plans différents. Pour obtenir des images 3D malgré les erreurs dans les mesures interplan, nous avons réduit à 1% le poids accordé à ces mesures lors de la reconstruction. Il n'est pas clair à ce stade-ci que cette pondération soit nécessaire simplement pour obvier aux limites de l'instrumentation ou si elle découle d'un problème fondamental.

Pour une utilisation en milieu clinique du tomographe, des difficultés pratiques subsistent. En ce moment, lors des études cliniques en TIE-2D, les 16 électrodes sont disposées une à une sur le thorax du sujet. Placer 64 électrodes risque d'être fastidieux ; des dispositifs pour placer simultanément plusieurs électrodes doivent être développés. De plus, les MÉAs (modules d'électrodes actives) sont conçus pour être maintenus sur le thorax à l'aide d'une ceinture élastique. Actuellement, la taille d'un MÉA est de 10 cm par 19 cm ; il ne semble pas possible d'utiliser quatre MÉAs sur des sujets couchés. Une miniaturisation des MÉAs sera sans doute nécessaire.

Des améliorations pourraient aussi être apportées aux algorithmes de reconstruction. Actuellement, le thorax est représenté par un cylindre. Un maillage 3D ayant la forme d'un thorax humain pourrait aider à l'interprétation des images 3D reconstruites par nos algorithmes.

RÉFÉRENCES

- ADLER, A. (1995). *Measurement of Pulmonary Function with Electrical Impedance Tomography*. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.
- BARBER, D. C. et BROWN, B. H. (1986). Recent Developments in Applied Potential Tomography - APT. *Information Processing in Medical Imaging*, 106–121.
- BENZARTI, F. (1990). Étude et restauration des images d'impédance électrique. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- BLUE, R. S., ISAACSON, D. et NEWELL, J. C. (2000). Real-Time Three-Dimensional Electrical Impedance Imaging. *Physiological Measurement*, 21, 15–26.
- 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, N. (2003). Détermination quantitative de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- FLORESTAL, J. R. (2001). Étude prospective de l'application de la tomographie d'impédance électrique à la détection de tumeurs du sein. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

FRERICHS, I., HAHN, G. et HELDIGE, G. (1996). Gravity-Dependent Phenomena in Lung Ventilation Determined by Functional EIT. *Physiological Measurement*, 17(Supplément A), A149–A157.

GAGNON, H. (1997). Application de la tomographie d'impédance électrique à la résolution du problème inverse en électrocardiographie. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

GAGNON, H. (2003). *Évaluation de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique*. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal.

GOUSSARD, Y. (2001). *Traitement de signaux biomédicaux*. École Polytechnique de Montréal.

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.

HARTINGER, E. et EL FEHRI, L. (2003). Génération d'un filtre de régularisation anisotrope en tomographie d'impédance électrique. Rapport technique, École Polytechnique de Montréal.

HYARIC, A. L. et PIDCOCK, M. K. A. (2000). A one step image reconstruction algorithm for electrical impedance tomography in three dimensions. *Physiological Measurement*, 21, 95–98.

HYARIC, A. L. et PIDCOCK, M. K. A. (2001). An image reconstruction algorithm for three-dimensional electrical impedance tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 48, 230–235.

KLEINERMANN, F., AVIS, N. J., JUDAH, S. K. et BARBER, D. C. (1996). Three-dimensional image reconstruction for electrical impedance tomography. *Physiological Measurement*, 17, 77–83.

LECAVALIER, P. (1991). Intégration des techniques d'imagerie d'impédance à la cartographie thoracique pour la modélisation de l'activité électrique cardiaque. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

LIONHEART, W. R. B. (2004). EIT reconstruction algorithms : pitfalls, challenges and recent developments. *Physiological Measurement*, 25, 125–142.

METHERALL, P. (1998). *Three Dimensional Electrical Impedance Tomography of the Human Thorax*. Thèse de doctorat, University of Sheffield.

METHERALL, P., BARBER, D. C. et SMALLWOOD, R. H. (1996a). Three-dimensional electrical impedance tomography. *Nature*, 380, 509–512.

METHERALL, P., SMALLWOOD, R. H. et BARBER, D. C. (1996b). Three dimensional electrical impedance tomography of the human thorax. Dans *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 758–759.

MUELLER, J. L., ISAACSON, D. et NEWELL, J. C. (2001). Reconstruction of conductivity changes due to ventilation and perfusion from EIT data collected on a rectangular electrode array. *Physiological Measurement*, 22, 97–106.

MURRAY, B. (1990). Simulation numérique d'un système d'imagerie d'impédance. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

NEWELL, J. C., BLUE, R. S., ISAACSON, D., SAULNIER, G. J. et ROSS, A. S. (2002). Phasic three-dimensional impedance imaging of cardiac activity. *Physiological Measurement*, 23, 203–209.

RIGAUD, B. et MORUCCI, J. P. (1996). Biomedical Impedance Techniques in Medicine, Part III : Impedance Imaging, First Section : General Concept and Hardware. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 24(4–6), 467–597.

ROBITAILLE, N. (2000). Optimisation de l'instrumentation pour le monitoring respiratoire par tomographie d'impédance électrique. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

TANGUAY, L. F. (2004). Tomographie d'impédance électrique par courants induits (TIE-CI) : algorithmes et instrumentation. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.

WEBSTER, J. G. (1990). *Electrical Impedance Tomography*. Adam Hilger.

ANNEXE A

COMPARAISON DES MULTIPLEXEURS ANALOGIQUES

Quatre critères principaux ont été évalués pour le choix des multiplexeurs analogiques :

1. L'alimentation ;
2. Le nombre de puces ;
3. Le crosstalk ;
4. L'équilibrage du gain.

Nous avons d'abord considéré l'alimentation du composant, puisque la circuitrie analogique de TIE fonctionne sur 12 V. En prenant un composant qui demande une alimentation de 5 V, la conception de la carte électronique se complique, puisqu'il faudra générer une tension de 5 V à l'aide de régulateurs de tension. Le nombre de puces est aussi un critère pour la simplification de la carte.

Les deux autres critères, le crosstalk et l'équilibrage du gain, déterminent le degré de transparence du multiplexeur. Le crosstalk est l'interférence causée par un couplage électromagnétique entre les fils conducteurs. Pour la TIE-3D, nous recherchons un niveau de crosstalk inférieur à -60 dB, à 1 MHz. Actuellement, les porteuses sont à 50 kHz, mais le multiplexeur pour la TIE-3D sera éventuellement aussi utilisé par le nouveau système multifréquence, qui demande une plage de fréquences plus large. C'est pourquoi nous l'étendons jusqu'à 1 MHz. Un gain de -60 dB correspond à une atténuation par un facteur 1000.

En outre, idéalement on s'attend à ce que toutes les entrées soient amplifiées de façon équivalente. Cependant, dans la réalité, il existe de faibles différences dues

principalement à l'incertitude sur la résistance d'entrée du multiplexeur. L'équilibrage du gain permet de caractériser cet effet. Il s'agit du pourcentage de variation du gain entre les deux entrées. Plus ce pourcentage est faible, plus le gain est équilibré. Pour la TIE-3D, cette caractéristique est importante, puisque les reconstructions 3D sont basées sur les potentiels mesurés par plusieurs MÉAs, et les données passeront par différentes entrées du multiplexeur analogique. Nous cherchons donc un composant ayant un pourcentage d'équilibrage du gain le plus faible possible. Une valeur de 0.1% serait acceptable.

Le tableau A.1 résume les sept configurations du multiplexage analogique. La plupart des mesures présentes dans le tableau sont fournies par le fabricant. Afin d'améliorer l'équilibrage du gain, on a évalué la possibilité d'ajouter des amplificateurs opérationnels connectés en mode suiveur aux entrées et à la sortie de certains multiplexeurs. Les mesures ont alors été effectuées en simulant le circuit à l'aide du logiciel PSPICE.

Le premier composant évalué est un simple commutateur SPDT (Single Pole Double Throw). Il s'agit de cascader plusieurs de ces commutateurs pour réaliser un multiplexeur 4 :1. Les mesures de crosstalk et d'équilibrage du gain ont été effectuées en simulant cet ensemble dans PSPICE, en considérant l'impédance de sortie du MSD et l'impédance d'entrée d'un MÉA, d'environ $1\text{k}\Omega$ chacun. Comme le pourcentage d'équilibrage du gain est trop élevé (2,81%), une seconde simulation dans PSPICE a été effectuée, en ajoutant des amplificateurs opérationnels en entrée et en sortie. L'équilibrage du gain et le crosstalk s'en trouvent améliorés. Cependant, cet arrangement demande un total de 5 composants sur la carte électronique.

Les quatre arrangements suivants sont formés par des multiplexeurs analogiques conçus par deux fabricants différents : Analog Devices et Maxim. Même avec l'utilisation d'amplificateurs opérationnels, le crosstalk est trop élevé.

Tableau A.1 Tableau comparatif des multiplexeurs analogiques

Type	Numéro	alimentation	Crosstalk	Équilibrage du gain	Nombre de puces
Commutateur SPDT	MAX333A	12V	-95 dB	2,81%	3
Commutateur SPDT avec ampli-ops	MAX333A +LT1058	12V	-110 dB	0,7%	5
Mux Analog Devices	ADG408	12V	-62 dB	1,36%	1
Mux Analog Devices avec ampli-ops	ADG408 +LT1058	12V	-75 dB	0,05%	3
Mux Maxim	MAX308	12V	-68 dB	0,44%	1
Mux Maxim avec ampli-ops	MAX308 +LT1058	12V	-80 dB	0,015%	3
Commutateur crosspoint	AD8108	5V	-95 dB	0,09%	1

Le dernier composant étudié est un commutateur destiné à des applications vidéo. Huit entrées peuvent être connectées à huit sorties à l'aide d'une matrice de commutateurs. Une interface numérique permet de programmer cette matrice. Ce composant offre un crosstalk suffisamment bas (-95dB) et un pourcentage d'équilibrage du gain assez faible (0,09%). Une seule puce est nécessaire sur la carte électronique, mais ce composant demande une alimentation de 5V, donc l'ajout de régulateurs. Malgré tout, ce composant est le seul à offrir un bon niveau de transparence pour le multiplexage de signaux analogiques. C'est pourquoi nous avons choisi ce composant, qui, de surcroît, offre une flexibilité accrue de par sa matrice de commutateurs.

ANNEXE B

MISE EN OEUVRE DU FILTRE GAUSSIEN

La méthode permettant de générer la matrice F sera abordée ici dans le cadre de la TIE-2D (Hartinger *et al.*, 2003) afin de simplifier la représentation en images des calculs. On abordera ensuite les modifications à y apporter afin de transposer le problème dans le cadre tridimensionnel.

Le problème consiste à calculer une matrice F carrée de dimension $(e \times e)$ spécifique à un maillage donné. Voici les étapes de la résolution de ce problème :

1. Calcul de l'image non filtrée ;
2. Calcul du filtre gaussien passe-haut ;
3. Pour chaque élément du maillage :
 - (a) Calcul d'une image dont tous les pixels sont initialisés à zéro excepté les pixels correspondant à l'élément courant qui sont initialisés à 1 ;
 - (b) Filtrage ;
 - (c) Construction d'une colonne de la matrice F .

À l'étape 1, il s'agit de générer une grille de pixels couvrant tous les éléments du maillage dans un espace 2D. Chaque pixel est alors associé à un élément i , à l'aide d'une fonction qui permet de vérifier si un point est inclus dans un élément triangulaire. En associant une couleur à la conductivité de chaque élément, on peut représenter cette étape à la figure B.1. Notons que dans le but de simplifier la représentation, l'exercice est effectué sur un maillage simple composé de huit éléments triangulaires.

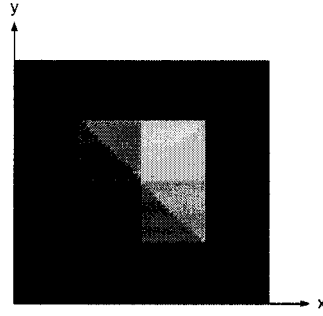


Figure B.1 Image des éléments du maillage

L'étape 2 consiste à calculer un filtre gaussien passe-haut dans le domaine spectral, pour le même nombre de pixels qu'à l'étape 1. L'équation d'un tel filtre dans un espace 2D prend la forme :

$$F(u, v) = 1 - e^{-w_0(u^2+v^2)} \quad (\text{B.1})$$

où w_0 est la fréquence angulaire caractéristique. La figure B.2 montre une image de ce filtre dans le domaine spectral.

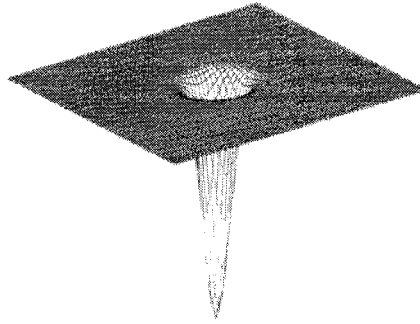


Figure B.2 Filtre gaussien passe-haut bidimensionnel

La troisième étape doit être répétée autant de fois qu'il y a d'éléments dans le maillage. La figure B.3 illustre la séquence de filtrage permettant d'obtenir une colonne de la matrice F . Le vecteur σ_i représente la i^e distribution de conductivité. Tout d'abord, tous les pixels de l'image sont initialisés à zéro, excepté les pixels de l'élément courant

(i), qui sont initialisés à 1. Une transformée de Fourier 2D est effectuée sur cette image :

$$\mathfrak{F}(\sigma(x, y)) = \sigma(u, v) \quad (\text{B.2})$$

Le résultat est multiplié par le filtre gaussien :

$$\hat{\sigma}(u, v) = F(u, v)\sigma(u, v) \quad (\text{B.3})$$

Ensuite, une transformée de Fourier inverse est appliquée pour revenir dans le domaine spatial :

$$\mathfrak{F}^{-1}(\hat{\sigma}(u, v)) = \hat{\sigma}(x, y) \quad (\text{B.4})$$

Finalement, pour chaque élément, on calcule la moyenne de l'intensité des pixels dans cet élément, qui correspond à la conductivité moyenne. On obtient ainsi un vecteur $\hat{\sigma}_i$ qui formera la colonne de la matrice F correspondant à l'élément courant.

Dans le contexte de la TIE-3D, le concept de filtrage spatial tient toujours, mais les calculs sont effectués sur des voxels plutôt que des pixels. L'algorithme reste le même, à part quelques modifications :

1. À l'étape 1, on utilise une fonction permettant de vérifier si un voxel est inclus dans un tétraèdre ;
2. À l'étape 2, on calcule un filtre gaussien dans un espace 3D. L'équation du filtre devient :

$$F(u, v, w) = 1 - e^{-w_0(u^2+v^2+w^2)} \quad (\text{B.5})$$

3. À l'étape 3, on effectue des transformées de Fourier 3D.

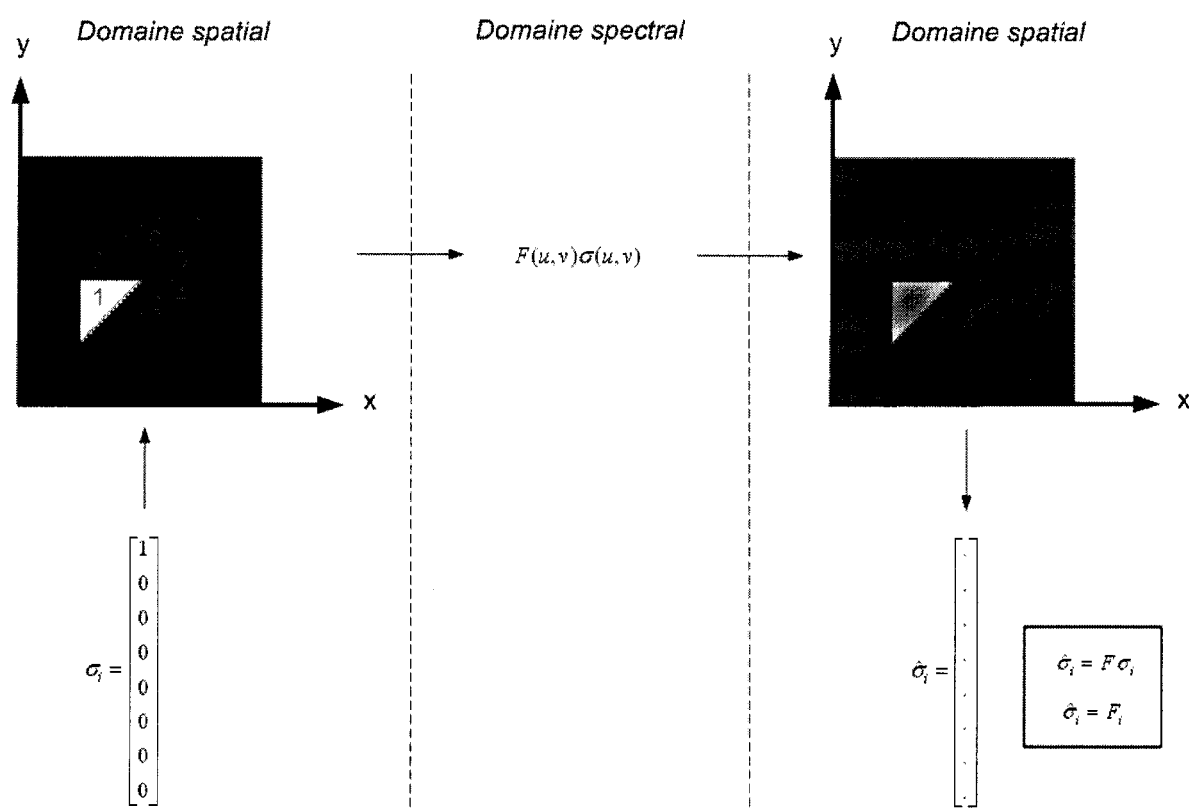


Figure B.3 Séquence de filtrage d'un élément du maillage