

Université de Montréal

Développement et validation de méthodes visant une utilisation optimale d'antennes réceptrices en imagerie par résonance magnétique

par
Guillaume Gilbert

Département de physique
Faculté des arts et des sciences

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures et postdoctorales
en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en physique

Octobre, 2009

Guillaume Gilbert, 2009.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures et postdoctorales

Cette thèse intitulée:

Développement et validation de méthodes visant une utilisation optimale d'antennes réceptrices en imagerie par résonance magnétique

présentée par:

Guillaume Gilbert

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes:

Paul Charbonneau
président-rapporteur

Gilles Beaudoin
directeur de recherche

Gilles Soulez
codirecteur

Claude Leroy
membre du jury

Maxime Descoteaux
examineur externe

Guy Cloutier
représentant du doyen de la FES

RÉSUMÉ

Différentes méthodes ayant pour objectif une utilisation optimale d'antennes radio-fréquences spécialisées en imagerie par résonance magnétique sont développées et validées. Dans un premier temps, il est démontré qu'une méthode alternative de combinaison des signaux provenant des différents canaux de réception d'un réseau d'antennes mène à une réduction significative du biais causé par la présence de bruit dans des images de diffusion, en comparaison avec la méthode de la somme-des-carrés généralement utilisée. Cette réduction du biais engendré par le bruit permet une amélioration de l'exactitude de l'estimation de différents paramètres de diffusion et de diffusion tensorielle. De plus, il est démontré que cette méthode peut être utilisée conjointement avec une acquisition régulière sans accélération, mais également en présence d'imagerie parallèle.

Dans une seconde perspective, les bénéfices engendrés par l'utilisation d'une antenne d'imagerie intravasculaire sont étudiés. Suite à une étude sur fantôme, il est démontré que l'imagerie par résonance magnétique intravasculaire offre le potentiel d'améliorer significativement l'exactitude géométrique lors de mesures morphologiques vasculaires, en comparaison avec les résultats obtenus avec des antennes de surface classiques. Il est illustré qu'une exactitude géométrique comparable à celle obtenue grâce à une sonde ultrasonique intravasculaire peut être atteinte. De plus, plusieurs protocoles basés sur une acquisition de type *balanced steady-state free-precession* sont comparés dans le but de mettre en évidence différentes relations entre les paramètres utilisés et l'exactitude géométrique obtenue. En particulier, des dépendances entre la taille du vaisseau, le rapport signal-sur-bruit à la paroi vasculaire, la résolution spatiale et l'exactitude géométrique atteinte sont mises en évidence. Dans une même optique, il est illustré que l'utilisation d'une antenne intravasculaire permet une amélioration notable de la visualisation de la lumière d'une endoprothèse vasculaire. Lorsque utilisée conjointement avec

une séquence de type *balanced steady-state free-precession* utilisant un angle de basculement spécialement sélectionné, l'imagerie par résonance magnétique intravasculaire permet d'éliminer complètement les limitations normalement engendrées par l'effet de blindage radio-fréquence de l'endoprothèse.

Mots clés : Physique médicale, Imagerie par résonance magnétique, Antenne radio-fréquence, Imagerie de diffusion, Intervention vasculaire

ABSTRACT

Specific methods for an optimal use of specialized magnetic resonance radiofrequency coils are developed and validated. First, an improved combination of signals from the different channels of an array coil is shown to lead to a significant reduction of the noise bias in diffusion images, in comparison to the generally accepted sum-of-squares combination method. This reduction of the noise bias is demonstrated to greatly improve the accuracy of the estimated diffusion and diffusion tensor parameters, both for a standard non-accelerated acquisition and when parallel imaging is used.

In a second scope, the benefits arising from the use of an intravascular imaging antenna are investigated. Using a phantom study, it is demonstrated that intravascular magnetic resonance imaging offers the potential to improve the geometrical accuracy of morphological vascular measurements in comparison to standard surface magnetic resonance imaging and that a geometrical accuracy comparable to the one obtained using intravascular ultrasound can be reached. Several protocols based on a balanced steady-state free-precession sequence are compared in order to highlight the relations between several acquisitions parameters and the achieved geometrical accuracy. In particular, important relations between the vessel size, the vessel wall signal-to-noise ratio, the in-plane resolution and the achieved accuracy are illustrated. In a similar manner, the use of an intravascular antenna is demonstrated to be highly beneficial for an improved in-stent lumen visualization. When used with a balanced steady-state free-precession acquisition with a carefully chosen flip angle, intravascular magnetic resonance imaging can effectively eliminate the hindering aspect of the radiofrequency shielding effect caused by the presence of the vascular stent.

Keywords: Medical physics, Magnetic resonance imaging, Radiofre-

quency coil, Diffusion imaging, Vascular intervention

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|---|------|
| RÉSUMÉ | iii |
| ABSTRACT | v |
| TABLE DES MATIÈRES | vii |
| LISTE DES TABLEAUX | xii |
| LISTE DES FIGURES | xiii |
| LISTE DES APPENDICES | xxi |
| LISTE DES SIGLES | xxii |
| NOTATION | xxiv |
| DÉDICACE | xxv |
| REMERCIEMENTS | xxvi |
| CHAPITRE 1 : INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE 2 : THÉORIE GÉNÉRALE | 3 |
| 2.1 Origine et détection du signal de résonance magnétique | 3 |
| 2.2 Chaîne d'acquisition radio-fréquence et antennes réceptrices | 8 |
| 2.3 Méthodes de combinaison des signaux provenant d'antennes multi- éléments | 12 |
| CHAPITRE 3 : IMPACT DE LA PRÉSENCE DE BRUIT STATIS- TIQUE DANS LE CONTEXTE DE L'IMAGERIE DE DIFFUSION TENSORIELLE | 17 |

| | | |
|-----|---|----|
| 3.1 | Imagerie de diffusion et imagerie de diffusion tensorielle | 17 |
| 3.2 | Bruit dans les images de résonance magnétique | 24 |
| 3.3 | Influence quantitative du bruit sur les mesures de diffusion et de diffusion tensorielle | 28 |
| 3.4 | Mise en contexte de l'article présenté | 31 |

**CHAPITRE 4 : ARTICLE 1 : IMPACT OF AN IMPROVED COM-
BINATION OF SIGNALS FROM ARRAY COILS
IN DIFFUSION TENSOR IMAGING 33**

| | | |
|-------|---|----|
| 4.1 | Contributions des auteurs et permissions | 33 |
| 4.2 | Abstract | 35 |
| 4.3 | Keywords | 35 |
| 4.4 | Introduction | 35 |
| 4.5 | Theory and Methods | 37 |
| 4.5.1 | Behaviour of the noise in MR images | 37 |
| 4.5.2 | Combination of signals from phased array coils | 38 |
| 4.5.3 | Numerical simulation and data acquisition | 42 |
| 4.6 | Results | 43 |
| 4.6.1 | Impact of the combination method on the noise bias | 43 |
| 4.6.2 | Impact of the combination method on the diffusion decay curves | 49 |
| 4.6.3 | Impact of the combination method on the estimation of DTI parameters | 51 |
| 4.7 | Discussion and conclusion | 55 |
| 4.8 | Acknowledgments | 58 |

**CHAPITRE 5 : DÉVELOPPEMENTS SUBSÉQUENTS À LA PU-
BLICATION DE L'ARTICLE DANS LE PROJET
DE COMBINAISON DES SIGNAUX 59**

| | | |
|-------|---|----|
| 5.1 | Résumé : Noise Bias Reduction and Parallel Imaging for the Measurement of Diffusion Decay | 60 |
| 5.1.1 | Contributions des auteurs | 60 |
| 5.1.2 | Abstract | 60 |
| 5.1.3 | Introduction | 61 |
| 5.1.4 | Methods | 61 |
| 5.1.5 | Results and Discussion | 62 |
| 5.1.6 | Conclusion | 64 |
| 5.2 | Filtrage polynomial d'ordre supérieur | 64 |
| 5.3 | Implémentation pratique de la méthode | 66 |

**CHAPITRE 6 : IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE IN-
TRAVASCULAIRE ET D'INTERVENTION 69**

| | | |
|-------|---|----|
| 6.1 | Radiologie d'intervention vasculaire et angioplastie rénale | 69 |
| 6.2 | Développements technologiques visant la réalisation d'interventions guidées par l'imagerie par résonance magnétique | 74 |
| 6.2.1 | Visualisation passive | 74 |
| 6.2.2 | Visualisation active | 78 |
| 6.2.3 | Visualisation semi-active | 83 |
| 6.2.4 | Séquences et interfaces | 85 |
| 6.3 | Imagerie par résonance magnétique intravasculaire | 93 |
| 6.4 | Imagerie par résonance magnétique à l'intérieur d'une endoprothèse vasculaire métallique | 95 |
| 6.5 | Mise en contexte des articles présentés | 99 |

**CHAPITRE 7 : ARTICLE 2 : COMPARATIVE EVALUATION OF
THE GEOMETRICAL ACCURACY OF INTRA-
VASCULAR MAGNETIC RESONANCE IMAGING :
A PHANTOM STUDY 100**

| | | |
|-----|--|-----|
| 7.1 | Contributions des auteurs et permissions | 100 |
| 7.2 | Abstract | 101 |
| 7.3 | Keywords | 102 |
| 7.4 | Introduction | 102 |
| 7.5 | Materials and Methods | 104 |
| | 7.5.1 Vascular phantom | 104 |
| | 7.5.2 Intravascular antenna | 104 |
| | 7.5.3 Imaging protocols | 104 |
| | 7.5.4 Diameter measurement algorithm | 107 |
| 7.6 | Results | 108 |
| | 7.6.1 Coil sensitivity profile effects | 108 |
| | 7.6.2 Geometrical accuracy results | 109 |
| 7.7 | Discussion | 115 |
| 7.8 | Acknowledgments | 118 |

CHAPITRE 8 : ARTICLE 3 : IMPROVED IN-STENT LUMEN VISUALIZATION USING INTRAVASCULAR MRI AND A BALANCED STEADY-STATE FREE-PRECESSION SEQUENCE 119

| | | |
|-----|---|-----|
| 8.1 | Contributions des auteurs et permissions | 119 |
| 8.2 | Abstract | 120 |
| 8.3 | Keywords | 121 |
| 8.4 | Introduction | 121 |
| 8.5 | Materials and Methods | 123 |
| | 8.5.1 Background MR physics theory | 123 |
| | 8.5.2 RF shielding evaluation and sequence optimization | 125 |
| | 8.5.3 In-stent restenosis visualization | 126 |
| 8.6 | Results | 129 |
| | 8.6.1 RF shielding evaluation and sequence optimization | 129 |

| | |
|---|------------|
| 8.6.2 In-stent restenosis visualization | 134 |
| 8.7 Discussion | 135 |
| CHAPITRE 9 : CONCLUSION | 141 |
| BIBLIOGRAPHIE | 145 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|--|-----|
| IV.I Estimation and variation of fractional anisotropy and principal diffusion direction. | 52 |
| V.I Fitted diffusion parameters obtained from numerical simulations. Simulated parameters : $f_1 = 0.69$, $D_1 = 1.28 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/s$, $D_2 = 2.30 \times 10^{-4} \text{ mm}^2/s$ | 63 |
| VII.I Magnetic resonance imaging sequence parameters | 106 |
| VII.II Measured mean diameter differences in comparison to IVUS | 111 |
| VIII.I Relaxation times and ratios of in-stent/reference reception and transmission efficiencies for the intravascular antenna and the surface array coils | 131 |
| VIII.II Stenosis quantification results for the reference and in-stent stenoses | 137 |

LISTE DES FIGURES

| | | |
|-----|--|----|
| 3.1 | Acquisition classique de diffusion basée sur une séquence de type écho de spin. Seuls les gradients de diffusion sont indiqués. Dans le cas d'une séquence d'imagerie, les gradients d'encodage spatial doivent être ajoutés. | 18 |
| 3.2 | a) Image du coefficient de diffusion apparente. b) Image du <i>fractional anisotropy</i> . La couleur indique la direction principale de la diffusion. | 23 |
| 3.3 | Distributions riciennes et χ non-centrées pour différent rapports S/B. $\sigma = 1$ pour toutes les distributions. a) Ricienne $ S_{MR} = 0$. b) Ricienne $ S_{MR} = 3$. c) Ricienne $ S_{MR} = 10$. d) χ non-centrée $ S_{MR} = 0$. e) χ non-centrée $ S_{MR} = 3$. f) χ non-centrée $ S_{MR} = 10$. | 26 |
| 3.4 | Distributions χ non-centrées pour $ S_{MR} = 1$ et $\sigma = 1$ et différents nombres de canaux de réception. a) $N = 1$. b) $N = 2$. c) $N = 4$. d) $N = 8$. e) $N = 12$ | 27 |
| 3.5 | Décroissance du signal de diffusion en fonction du facteur de diffusion appliqué. Le niveau de bruit correspond à celui observé pour une résolution spatiale de 1.8 mm x 1.8 mm x 1.8 mm, pour une acquisition réalisée à 1.5 T à l'aide d'une séquence standard de diffusion écho-planaire. | 30 |
| 4.1 | Variation of the measured signal level as a function of the NEX, for 4 x 4 pixels, 8 x 8 pixels, and 16 x 16 pixels phase low-pass filters kernels and for SBR of 1.25 and 1.05. Recombined images are computed using the SUPER-D with complex averaging method from synthetic data sets. The use of the SoS combination leads to an overestimation of the true signal by factors of, respectively, 71% and 168% for SBR of 1.25 and 1.05. | 44 |

4.2 Synthetic images showing the effect of the phase filtering in the presence of steep phase gradients for the SUPER-D with complex averaging combination. a) 16 x 16 pixels phase filter kernel and phase gradients from $-\pi$ to π over 4 pixels. Strong phase cancellation artifacts are present. b) 4 x 4 pixels phase filter kernel and phase gradients from $-\pi$ to π over 4 pixels. No phase cancellation artifacts are apparent. The noise bias is significantly reduced in comparison to the SoS combination but is not as low as when a large phase filter can be used. c) 16 x 16 pixels phase filter kernel and phase gradients from $-\pi$ to π over 16 pixels. An almost optimal noise bias reduction is possible. d) SoS combination. The grayscale is optimized independently for each image and synthetic images were computed for an ideal 12-channel array coil. NEX = 16. 46

4.3 Central profiles of a diffusion weighted image using the different coils combination methods in a cylindrical water phantom. Results for the SoS, SUPER-D with magnitude averaging, and SUPER-D with complex averaging methods are shown. NEX = 12. a) b value of 500 s/mm². b) b value of 1000 s/mm². 48

4.4 Diffusion weighted images using the SoS and SUPER-D with complex averaging combination methods in a volunteer's brain. a) SoS and a b value of 2500 s/mm² (NEX = 128). b) SUPER-D and a b value of 2500 s/mm² (NEX = 128). c) SoS and a b value of 10 000 s/mm² (NEX = 512). d) SUPER-D and a b value of 10 000 s/mm² (NEX = 512). The grayscale is optimized independently for each image. 49

| | | |
|-----|--|----|
| 4.5 | Level of the noise floor of a diffusion weighted image for a b value of 1000 s/mm ² using the SUPER-D with complex averaging combination method as a function of the NEX. A 16 x 16 pixels phase filter was employed, which is the typical size of the filter we used <i>in vivo</i> . | 50 |
| 4.6 | Diffusion decay curves for the SoS and SUPER-D with complex averaging combination methods a) In a uniform water phantom (NEX = 32). b) In the body of corpus callosum of a healthy volunteer's brain (NEX = 25 for b values between 0 s/mm ² and 1800 s/mm ² and NEX = 50 for b values between 2000 s/mm ² and 3000 s/mm ²). Errors bars are included in the size of the data points. | 51 |
| 4.7 | Projections of 3D ADC profiles in a white matter ROI (body of corpus callosum). Profiles are presented for the SoS combination with tensor estimation using the two point method and using the NLNE fitting approach and for the SUPER-D combination using the two point method. 60 non-collinear diffusion directions at a b value of 1000 s/mm ² were used and the data is an average of 4 measurements. The profiles are smoothed and their square edges arise from the limited number of acquired diffusion directions. | 54 |
| 5.1 | In vivo diffusion decay. a) Standard reconstruction. b) GRAPPA. | 63 |
| 5.2 | Simulated diffusion decay. a) Standard reconstruction. b) GRAPPA. | 64 |
| 5.3 | Interface graphique permettant d'avoir accès aux paramètres de la reconstruction SUPER-D dans l'environnement Siemens SYNGO VB15. | 67 |
| 6.1 | Extrémité distale d'un cathéter ballon (Express, Boston Scientific, Natick, États-Unis) | 72 |
| 6.2 | Séquence de type bSSFP en deux dimensions avec encodage fréquentiel cartésien. | 88 |

| | | |
|-----|---|-----|
| 6.3 | Endoprothèse vasculaire en nitinol (S.M.A.R.T., Cordis Corporation, Miami, États-Unis). | 96 |
| 7.1 | a) Noiseless theoretical vessel profiles for the different MRI coils. The very inhomogeneous sensitivity profile of the intravascular coil leads to an underestimation of the true vessel diameter. b) Experimental vessel profiles acquired with the intravascular coil (sequence 3). The estimated diameter with the sensitivity correction (8.5 mm) is larger than the one estimated from the uncorrected profile (8.4 mm). The signal void in the intravascular MRI profiles correspond to the position of the antenna. | 109 |
| 7.2 | Representative images from the different imaging modalities for the third phantom segment (4.9 mm). a) Intravascular MRI with sensitivity correction (sequence 3). b) MRI (sequence 14). c) IVUS. d) MDCT. The signal void in the intravascular MRI image corresponds to the position of the antenna and respective estimated vessel boundaries are overlaid on all images. | 110 |
| 7.3 | Absolute difference between intravascular MRI and IVUS as a function of vessel wall SNR in the intravascular MRI images for intravascular MRI sequences with an in-plane resolution of a) 167 μm (sequences 1-2). b) 250 μm (sequences 3-6). c) 500 μm (sequences 7-12). | 112 |
| 7.4 | Vessel diameter measurement from intravascular MRI (sequence 3) and surface MRI (sequence 13) as a function of the vessel diameter measurement from IVUS. The line of equality indicates a perfect correspondence between the compared modalities. Error bars are included in the size of the data points. | 114 |

| | | |
|-----|--|-----|
| 7.5 | Absolute difference between intravascular MRI and IVUS as a function of vessel wall SNR in the intravascular MRI images for intravascular MRI sequences with an in-plane resolution of 250 μ m (sequences 3-6). The number adjacent to each data point identifies the corresponding sequence. A smaller vessel diameter corresponds to a higher vessel wall SNR and a lower deviation from IVUS. | 116 |
| 8.1 | Signal for a bSSFP sequence as a function of the nominal flip angle for different transmission and reception efficiencies and different T_1 and T_2 blood relaxation times. | 124 |
| 8.2 | X-ray projection image of the vascular phantom presenting two stenosis. The normal vessel has a diameter of 8.1 mm and the two stenosis present respectively an area reduction percentage of 90 % (in-stent stenosis) and 75 % (reference stenosis). | 127 |
| 8.3 | Vessel wall signal-to-noise ratio inside the stent lumen and in the reference tube as a function of the nominal flip angle. a) 0 mmol/L gadopentate dimeglumine (Gd-DTPA). b) 0.36 mmol/L Gd-DTPA. c) 1.8 mmol/L Gd-DTPA. The same vertical scale is used on all three graphics for better comparison. Continuous lines represent the non-linear regressions to equation 8.1. | 130 |
| 8.4 | In-stent images for a bSSFP sequence with a nominal flip angle of 30° and a gadopentate dimeglumine concentration of 0.36 mmol/L . a) Intravascular antenna. b) Surface array coils. The slice position corresponds to the middle plane of the vascular stent. A sensitivity homogeneity correction is applied to the image acquired with the intravascular antenna. | 132 |

| | | |
|-------|--|-----|
| 8.5 | Flip angle value leading to an equal blood signal inside the stent lumen and in a vessel not covered by a stent as a function of the gadopentate dimeglumine concentration, for imaging performed with an intravascular antenna and a bSSFP sequence. Flip angle values are plotted for three relevant $\lambda_t(\text{stent})$ values. | 134 |
| 8.6 | Cross-sectional bSSFP images of the vascular phantom presenting two stenosis. a) In-stent normal vessel, with the intravascular antenna. b) In-stent normal vessel, with the surface array coils. c) In-stent stenosis position, with the intravascular antenna. d) In-stent stenosis position, with the surface coils. e) Reference normal vessel, with the intravascular antenna. f) Reference normal vessel, with the surface array coils. g) Reference stenosis position, with the intravascular antenna. h : Reference stenosis position, with the surface array coils. The estimated circular vessel boundary is overlaid on the images and a sensitivity homogeneity correction is applied to the images acquired with the intravascular antenna. | 136 |
| 8.7 | Theoretical signal for a bSSFP sequence as a function of the nominal flip angle for non-enhanced blood and three components of the vessel wall and atherosclerotic plaque. Signal values are shown for a vessel without a stent ($\lambda_r = 1, \lambda_t = 1$) and inside a stent lumen imaged with an intravascular antenna ($\lambda_r = 1, \lambda_t = 0.7$). The vertical line indicates the flip angle corresponding to an equal blood signal in the stent and in the vessel part not covered by the stent. | 138 |
| VII.1 | Représentation schématique d'une antenne sans boucle | cxc |
| VII.2 | Antenne sans boucle avec pointe de 10 cm | cxc |

| | | |
|---------|--|---------|
| VII.3 | Distribution spatiale du rapport S/B pour une séquence de type balanced Steady-State Free-Precession : champ de vision = 70 mm x 70 mm, matrice = 128 x 128 (résolution dans le plan de 547 μm), $T_R = 5.5$ ms, $T_E = 2.8$ ms, nombre d'excitations (NEX) = 1 et épaisseur de tranche = 4 mm. a) Antenne sans boucle. b) Réseau d'antennes de surface. | cxcix |
| VII.4 | Décroissance radiale de la sensibilité d'une antenne sans boucle . . . | cxcl |
| VII.5a) | Projection selon l'axe coronal du signal capté par une antenne sans boucle. L'axe coronal correspond à la dimension verticale sur la figure ci-dessous. b) Image sagittale acquise avec une antenne sans boucle. La région de sensibilité maximale correspond à la jonction entre la pointe et le câble coaxial. | cxclii |
| VIII.1 | Représentation schématique d'une antenne sans boucle avec segmentation active de la ligne de transmission | cxclv |
| VIII.2 | Ligne de transmission coaxiale de 0.8 mm segmentée à l'aide de diodes PIN de petites dimensions (MA/COM MA4P606-131, Cobham plc, Wimborne, Angleterre). | cxclv |
| VIII.3 | Représentation schématique du circuit de contrôle visant à synchroniser la segmentation active de la ligne de transmission à la séquence d'imagerie. a) Circuit de synchronisation. b) Circuit de surveillance de la segmentation. Graphique réalisé par Louis Lapierre. | cxclvi |
| VIII.4 | Implémentation physique du circuit de contrôle visant à synchroniser la segmentation active de la ligne de transmission à la séquence d'imagerie. | cxclvii |

| | |
|---|-------|
| VIII.5 Échauffement en fonction du temps pour une antenne de type sans boucle jumelée à une ligne de transmission coaxiale de 1.50 m, avec et sans segmentation active. Position décentrée de 20 cm selon l'axe des x. Diodes PIN non-miniatures (MA/COM MA4P1250-1072T, Cobham plc, Wimborne, Angleterre). | cxcix |
|---|-------|

LISTE DES APPENDICES

| | | |
|---------------|---|---------|
| Annexe I : | Principe de réciprocité | clxix |
| Annexe II : | Description mathématique du processus de détection d'un signal de résonance magnétique | clxxii |
| Annexe III : | Combinaison optimale théorique des signaux d'une antenne à plusieurs canaux | clxxv |
| Annexe IV : | Reconstruction adaptative | clxxxix |
| Annexe V : | Distribution ricienne du bruit dans une image d'am- plitude simple | clxxxii |
| Annexe VI : | Distribution χ non-centrée du bruit dans une image de la somme-des-carrés | clxxxv |
| Annexe VII : | Implémentation et validation d'une antenne sans boucle | clxxxix |
| Annexe VIII : | Segmentation active d'une ligne de transmission co- axiale | cxciv |

LISTE DES SIGLES

| | |
|--------|--|
| ADC | <i>Apparent Diffusion Coefficient</i> |
| bSSFP | <i>balanced Steady-State Free-Precession</i> |
| CLEAR | <i>Constant Level Appearance</i> |
| DTI | <i>Diffusion Tensor Imaging</i> |
| DWI | <i>Diffusion Weighted Image (Imaging)</i> |
| FA | <i>Fractional Anisotropy</i> |
| FFT | <i>Fast Fourier Transform</i> |
| FoV | <i>Field-of-View</i> |
| FWHM | <i>Full Width at Half Maximum</i> |
| GRAPPA | <i>GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions</i> |
| ICE | <i>Image Calculation Environment</i> |
| IRM | Imagerie par Résonance Magnétique |
| IVUS | <i>IntraVascular UltraSound</i> |
| MR | <i>Magnetic Resonance</i> |
| MRA | <i>Magnetic Resonance Angiography</i> |
| MRI | <i>Magnetic Resonance Imaging</i> |
| MDCT | <i>MultiDetector Computed Tomography</i> |
| NEX | <i>Number of EXcitations</i> |
| NLNE | <i>Non-Linear regression with Noise Estimation</i> |
| NMR | <i>Nuclear Magnetic Resonance</i> |

| | |
|---------|--|
| NWI | <i>Non-Weighted Image</i> |
| RF | <i>RadioFrequency</i> |
| ROI | <i>Region-Of-Interest</i> |
| S/B | <i>Signal-sur-Bruit</i> |
| SBR | <i>Signal-to-Background Ratio</i> |
| SENSE | <i>SENSitivity Encoding</i> |
| SNR | <i>Signal-to-Noise Ratio</i> |
| SoS | <i>Sum-of-Squares</i> |
| SUPER | <i>Summation Using Profiles Estimated from Ratios</i> |
| SUPER-D | <i>Summation Using Profiles Estimated from Ratios in Diffusion</i> |

NOTATION

| | |
|---------------|--|
| \Re | Partie réelle d'un nombre complexe |
| \Im | Partie imaginaire d'un nombre complexe |
| $ \cdot $ | Valeur absolue |
| \vec{x} | Vecteur de position spatiale nommé x |
| \hat{x} | Vecteur unitaire selon l'axe x |
| \bar{x} | Valeur moyenne de x |
| \mathbf{x} | Matrice nommée x |
| $E(x)$ | Espérance pour le paramètre x |
| $P(A : B, C)$ | Probabilité conditionnelle de A étant donné B et C |

À Marie-Julie.

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes avec lesquelles j'ai eu la chance de collaborer durant mes études graduées. Je remercie particulièrement mon directeur de recherche, Gilles Beaudoin, pour son support et ses nombreux conseils. De même, je tiens à souligner l'assistance offerte par Gilles Soulez concernant les aspects médicaux de ma recherche. Je remercie également les technologues en imagerie par résonance magnétique de l'hôpital Notre-Dame pour leur collaboration et leur flexibilité devant mes nombreuses demandes pour utiliser les appareils.

Plusieurs membres du personnel de recherche et plusieurs étudiants gradués ont contribué à ma recherche par le biais de leurs conseils et de discussions. Je tiens particulièrement à remercier Claude Kauffmann, Pierre Gravel, Jean-Maxime Leroux, Dany Simard, Bruno Carozza, Aimée Lauzon et Guy Charron. Je tiens également à remercier les trois étudiants au baccalauréat que j'ai eu la chance de diriger dans le cadre de stages d'initiation à la recherche, Georges Haddad, Mark Boisjoli et Louis Lapierre.

Finalement, je tiens à remercier spécialement Marie-Julie, pour son appui constant et ses nombreux encouragements et mes parents, Anne-Marie et Claude, pour m'avoir toujours soutenu dans mes projets.

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Un champ de recherche particulièrement actif au cours de la dernière décennie dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique médicale est définitivement le développement d'antennes radio-fréquences spécialisées. Il est maintenant reconnu que l'utilisation d'une antenne dédiée à une région anatomique particulière présente des avantages marqués, principalement au niveau du rapport S/B. De plus, certaines innovations techniques ont elles-mêmes pavé la voie à de nombreuses améliorations aux niveaux des séquences et des méthodes de reconstruction ; le développement conjoint de réseaux d'antennes possédant plusieurs canaux de réception et de méthodes d'imagerie parallèle en est un exemple probant. Conjointement, ces innovations permettent aujourd'hui d'obtenir des images d'une meilleure qualité dans un temps d'acquisition moindre.

Les travaux présentés dans cette thèse s'inscrivent dans deux orientations de recherche nouvellement exploitées au Centre Hospitalier de l'Université de Montréal : le développement et la validation d'antennes radio-fréquences spécialisées et l'intervention guidée par imagerie par résonance magnétique. Bien que traitant de sujets relativement distincts, les trois articles présentés s'attardent au développement de méthodes permettant une utilisation optimale de ces antennes et à l'évaluation des bénéfices pouvant être ainsi obtenus.

Dans un premier temps, suite à une revue de la théorie entourant la détection d'un signal de résonance magnétique et le processus de création d'une image, la problématique de la combinaison des signaux provenant des différents canaux de réception d'un réseau d'antennes est abordée. Les méthodes d'imagerie de diffusion et de diffusion tensorielle sont par la suite brièvement présentées, avec une emphase mise sur l'influence quantitative de la présence de bruit dans les images

de diffusion et de diffusion tensorielle, toujours dans le contexte d'imagerie réalisée à l'aide d'un réseau d'antennes. Ces notions théoriques serviront de fondement aux résultats et analyses présentés dans le premier article, intitulé *Impact of an Improved Combination of Signals from Array Coils in Diffusion Tensor Imaging*.

En second lieu, le domaine émergent de l'intervention vasculaire guidée par imagerie par résonance magnétique est présenté. Une revue des développements au niveau des instruments et des méthodes est suivie par une présentation du domaine de l'imagerie par résonance magnétique intravasculaire et de la problématique rencontrée lors de l'imagerie de la lumière d'une endoprothèse vasculaire. Dans la même optique, les deux articles présentés par la suite, intitulés respectivement *Comparative Evaluation of the Geometrical Accuracy of Intravascular Magnetic Resonance Imaging : A Phantom Study* et *Improved In-Stent Lumen Visualization Using Intravascular MRI and a Balanced Steady-State Free-Precession Sequence*, traitent spécifiquement de l'utilisation d'une antenne réceptrice intravasculaire et des bénéfices rencontrés grâce à son utilisation.

CHAPITRE 2

THÉORIE GÉNÉRALE

Ce chapitre présente les notions théoriques générales décrivant l'encodage et la réception d'un signal de résonance magnétique nucléaire dans le cadre d'une expérience d'imagerie médicale. Pour des raisons de brièveté, une description complète du phénomène de résonance magnétique nucléaire n'est pas incluse. Les notions fondamentales nécessaires à la compréhension des concepts présentés peuvent être trouvées dans plusieurs livres . En particulier, la plupart des développements mathématiques présentés dans la prochaine section sont tirés de [HBTV99] et de [LL00].

2.1 Origine et détection du signal de résonance magnétique

L'évolution temporelle de la magnétisation d'un milieu suite à une excitation dans le contexte d'une expérience de résonance magnétique nucléaire est donnée par l'équation de Bloch [HBTV99]

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma\vec{M} \times \vec{B} + \frac{1}{T_1}(M_0 - M_z)\hat{z} - \frac{1}{T_2}(M_x\hat{x} + M_y\hat{y}), \quad (2.1)$$

où M_x , M_y et M_z sont les composantes cartésiennes de la magnétisation \vec{M} , M_0 est la valeur de cette magnétisation à l'équilibre, \vec{B} est le champ magnétique appliqué, γ la constante gyromagnétique du milieu et T_1 et T_2 sont, respectivement, les temps de relaxation longitudinal et transverse de la magnétisation du milieu. Il est considéré que le champ magnétique principal est orienté selon \hat{z} . Pour les températures d'intérêt, la magnétisation à l'équilibre est approximativement

donnée par

$$M_0 \approx \frac{N\gamma^2\hbar^2|\vec{B}_0|}{4VkT}, \quad (2.2)$$

où k est la constante de Boltzmann ($1.38 \times 10^{-23} J \cdot K^{-1}$), \hbar est la constante de Plank réduite ($1.05 \times 10^{-34} J \cdot s$), T est la température de l'échantillon qui comprend N spins dans un volume V et \vec{B}_0 est le champ magnétique principal.

Si une expérience simple de type écho de spin est considérée, le signal de résonance magnétique obtenu suite à une série d'excitations espacées d'un temps de répétition T_R est donné par

$$|S(t)| \propto M_0(1 - e^{-T_R/T_1})e^{-T_E/T_2}, \quad (2.3)$$

où le temps d'écho T_E représente le temps écoulé depuis la dernière excitation. Dans le cas d'une séquence de type écho de gradient, le temps de relaxation T_2 doit être remplacé par la constante T_2^* , afin de tenir compte de la sensibilité de ce type de séquence aux inhomogénéités locales du champ magnétique.

La détection du signal de résonance magnétique s'effectue à l'aide d'une antenne syntonisée à la fréquence de résonance, selon la loi de l'induction de Faraday. Bien que la forme réelle des antennes utilisées peut varier considérablement, celles-ci peuvent globalement être considérées comme une boucle conductrice. La loi de l'induction de Faraday stipule que la variation du flux magnétique (ϕ) traversant cette boucle aura pour effet d'engendrer une force électromotrice (fem) à l'origine d'une différence de potentiel pouvant être détectée

$$fem = -\frac{d\phi}{dt}, \quad \phi = \int_{aire} \vec{B} \cdot d\vec{S}. \quad (2.4)$$

Le courant induit dans la boucle vise à engendrer un champ magnétique variable de façon à s'opposer à la modification initiale du flux magnétique.

Dans le cadre d'une expérience de résonance magnétique, le champ magnétique variable détecté est celui engendré par la variation temporelle de la magnétisation du milieu en réponse à un basculement de la magnétisation par un pulse radio-fréquence. En théorie, une variation temporelle de chacune des composantes de la magnétisation doit engendrer un signal, selon l'orientation de l'antenne de détection. Cependant, pour les champs magnétiques principaux généralement utilisés (de l'ordre de quelques tesla (T)), il est observé que la période de rotation de Larmor est beaucoup plus courte que les temps de relaxation T_1 et T_2 . Ainsi, la variation temporelle de la magnétisation à l'origine du flux magnétique variable détecté par l'antenne réceptrice est dominée par la précession de la magnétisation transverse à la fréquence de Larmor. Pour cette raison, la contribution de la variation temporelle de la magnétisation longitudinale peut être complètement négligée dans l'évaluation du signal détecté.

En utilisant un principe de réciprocité existant lors d'une expérience de résonance magnétique et démontré en annexe I, il est possible de réécrire la loi de Faraday sous une forme réciproque

$$fem = -\frac{d\phi}{dt} = -\frac{d}{dt} \int_V \vec{\beta}_r(\vec{r}) \cdot \vec{M}(\vec{r}, t) dV, \quad (2.5)$$

où $\vec{\beta}_r$ est le champ magnétique produit par un courant unitaire circulant dans la boucle de l'antenne et V est le volume total de l'échantillon possédant une magnétisation \vec{M} . Tel que souligné précédemment, la composante longitudinale de la magnétisation contribue d'une façon négligeable au signal détecté. Selon cette approximation, on peut donc écrire explicitement

$$fem(t) = - \int_V \left[\beta_{r(x)} \frac{dM_x}{dt} + \beta_{r(y)} \frac{dM_y}{dt} \right] dV, \quad (2.6)$$

pour une expérience réalisée avec un champ magnétique principal orienté selon \hat{z} .

Les expressions pour M_x et M_y sont obtenues en solutionnant la composante

transversale de l'équation de Bloch (équation 2.1). La solution obtenue exprime bien la précession de la magnétisation transverse

$$M_x(\vec{r}, t) = |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \cos(\phi_p(\vec{r}) - \omega_p(\vec{r})t), \quad (2.7)$$

$$M_y(\vec{r}, t) = |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \sin(\phi_p(\vec{r}) - \omega_p(\vec{r})t), \quad (2.8)$$

où $\omega_p(\vec{r})$ est la fréquence de précession et $\phi_p(\vec{r})$ est un terme de phase.

Par ailleurs, le signal de résonance magnétique est généralement considéré sous la forme d'un signal complexe pouvant être décomposé en ses parties imaginaire et réelle, où plus communément en des signaux d'amplitude et de phase. Ce signal complexe est obtenu suite à des opérations de démodulation et de filtrage passe-bas qui sont réalisées par la chaîne électronique d'acquisition de l'appareil de résonance magnétique et dont les détails mathématiques sont présentés à l'annexe II. Le signal de résonance magnétique complexe s'exprime souvent sous la forme

$$S(t) = \Lambda \int_V \omega_0 |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} e^{i(\omega_0 - \omega_p(\vec{r}))t} dV, \quad (2.9)$$

où Λ est une constante de proportionnalité incorporant des paramètres propres à l'amplification du système et aux conditions de l'expérience et ω_0 est la fréquence de précession de Larmor. Il est important de souligner qu'une seule répétition de l'expérience de résonance magnétique est ici considérée, ce qui explique l'absence d'une dépendance sur la constante de relaxation T_1 .

Dans le cas général où la fréquence de précession n'est pas constante dans le temps, ce qui se produit notamment lorsqu'un champ magnétique variable dans le temps est appliqué, le terme $\omega_p(\vec{r})t$ doit être remplacé par sa généralisation $\phi(\vec{r}, t)$ défini par

$$S(t) = \Lambda \int_V \omega_0 |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} e^{i(\omega_0 t + \phi(\vec{r}, t))} dV, \quad \phi(\vec{r}, t) = - \int_0^t \omega(\vec{r}, t') dt'. \quad (2.10)$$

À cette étape, il est utile de définir une quantité portant le nom de densité de spin effective et dénotée par $\rho_{eff}(\vec{r})$, de telle sorte que

$$S(t) = \int_V \rho_{eff}(\vec{r}) e^{i(\omega_0 t + \phi(\vec{r}, t))} dV, \quad \rho_{eff}(\vec{r}) \equiv \Lambda \omega_0 |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})}. \quad (2.11)$$

La densité de spin effective représente en quelque sorte l'information visant à être imagée. De façon générale, cette quantité est fonction de la densité protonique et de l'amplitude du champ principal par l'entremise des termes $|\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)|$ et ω_0 . De plus, la densité de spin effective contient également l'information concernant le temps de relaxation T_2 , et, dans le cas de séquences ayant plusieurs répétitions, l'information sur le temps de relaxation T_1 . L'importance relative des différentes dépendances dans le signal mesuré est fonction de la séquence utilisée.

Dans ces développements, aucune information spatiale permettant de réaliser une image n'est incluse au signal de résonance magnétique. Cette information spatiale provient d'une modification locale du champ magnétique appliqué sur l'échantillon. Ainsi, on considère un champ magnétique prenant la forme

$$\vec{B} = B_0 \hat{z} + (\vec{G}(t) \cdot \vec{r}) \hat{z}, \quad (2.12)$$

où le terme $(\vec{G}(t) \cdot \vec{r}) \hat{z}$ consiste en l'ajout d'un gradient de champ magnétique linéaire en fonction de la position. L'inclusion de ce gradient engendre une modification locale de la fréquence de précession. Le terme de correction par rapport à la fréquence de Larmor ω_0 est simplement

$$\omega_G(\vec{r}, t) = \gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r}. \quad (2.13)$$

L'équation (2.10) permet de calculer la phase accumulée associée à ce terme de correction

$$\phi_G(\vec{r}, t) = - \int_0^t \omega_G(\vec{r}, t') dt', \quad (2.14)$$

qui devient de façon explicite

$$\phi_G(\vec{r}, t) = -\gamma x \int_0^t G_x(t') dt' - \gamma y \int_0^t G_y(t') dt' - \gamma z \int_0^t G_z(t') dt'. \quad (2.15)$$

En remplaçant dans l'équation (2.11), on obtient directement

$$S(k_x, k_y, k_z) = \int \int \int \rho_{eff}(x, y, z) e^{-i2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dx dy dz, \quad (2.16)$$

où

$$k_{x,y,z}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_{x,y,z}(t') dt'. \quad (2.17)$$

L'équation 2.16 représente le principe directeur de la technique d'imagerie par résonance magnétique. Cette équation indique que le signal complexe obtenu par le double processus de démodulation est en fait la transformée de Fourier de la densité de spin effective. Cette dernière quantité étant celle que l'on cherche à représenter, elle peut directement être obtenue par une transformée de Fourier inverse du signal complexe. La réciprocity suivante est donc observée

$$S(k_x, k_y, k_z) = \mathcal{F}[\rho_{eff}(x, y, z)], \quad \rho_{eff}(x, y, z) = \mathcal{F}^{-1}[S(k_x, k_y, k_z)]. \quad (2.18)$$

Le fait que la transformée de Fourier soit une opération mathématique connue et étudiée en profondeur a certainement contribué à l'essor de l'imagerie par résonance magnétique. De plus, plusieurs optimisations, tel le développement de la *Fast Fourier Transform* (FFT) [CT65], ont contribué à l'implémentation clinique de l'IRM.

2.2 Chaîne d'acquisition radio-fréquence et antennes réceptrices

Tel que mentionné, le signal de résonance magnétique est détecté par un phénomène d'induction électromagnétique, à l'aide d'une antenne réceptrice syntonisée à la fréquence de résonance et placée à proximité de l'échantillon d'intérêt. De façon

générale, cette antenne réceptrice est reliée à une chaîne électronique ayant pour rôle d'amplifier le signal, de le convertir en format numérique et de procéder aux étapes de filtration et de démodulation menant à un signal pouvant s'exprimer sous la forme décrite par l'équation 2.9. Une description détaillée d'une telle chaîne électronique peut être trouvée dans la référence [BCV⁺08].

Une caractéristique essentielle de tout processus de détection est le rapport signal-sur-bruit (S/B), généralement défini comme le rapport entre l'amplitude moyenne du signal et l'écart-type du bruit statistique entachant ce signal. Dans le cas de la réception d'un signal de résonance magnétique, le rapport S/B pouvant être atteint dépend directement de l'antenne utilisée, de la géométrie et des conditions de l'expérience ainsi que de l'échantillon d'intérêt. Effectivement, la variance du bruit thermique lors d'une expérience de résonance magnétique est donnée par [HBTV99]

$$\sigma^2 = 4kT \cdot R_{eff} \cdot BW_{reception}, \quad (2.19)$$

où R_{eff} est la résistance effective du système et $BW_{reception}$ est la largeur de bande du système de réception (typiquement la largeur de bande du filtre passe-bas analogique appliqué au signal).

La résistance effective est généralement considérée comme étant la somme de trois composantes indépendantes

$$R_{eff} = R_{corps} + R_{antenne} + R_{electronique}. \quad (2.20)$$

où R_{corps} est liée aux pertes diélectriques dans l'échantillon d'intérêt et $R_{antenne}$ et $R_{electronique}$ sont liées à la résistance électrique et aux pertes radiatives rencontrées dans l'antenne elle-même ainsi que dans l'électronique à laquelle elle est connectée. Pour la plupart des antennes de surface couvrant un volume relativement large et pour des fréquences de résonance correspondant aux appareils d'imagerie modernes

($|\vec{B}_0| \geq 1.5 \text{ T}$), la composante R_{corps} domine largement les pertes électriques, si bien que le niveau de bruit dépend peu de la construction de l'antenne elle-même au-delà de sa sensibilité à détecter le signal [OA98]. Les pertes électriques peuvent cependant jouer un rôle lorsque l'antenne possède une sensibilité spatialement très limitée ou que l'échantillon d'intérêt possède un très petit volume, ce qui peut être le cas pour certaines antennes intravasculaires (en particulier le modèle sans boucle) et pour des antennes dédiées à la microscopie par résonance magnétique. Le rapport entre la résistance provenant de l'échantillon (et donc inévitable) et les résistances provenant de la conception de l'antenne est donné par

$$\frac{R_{corps}}{R_{antenne} + R_{electronique}} = \frac{Q_{sans\ echantillon}}{Q_{avec\ echantillon}} - 1, \quad (2.21)$$

où $Q_{sans\ echantillon}$ et $Q_{avec\ echantillon}$ représentent les facteurs de qualité du circuit résonant composant l'antenne, respectivement, en présence et en l'absence d'un échantillon. De façon théorique, pour un circuit RLC simple, ce facteur de qualité est donné par $Q = \omega L/R$ et peut également être facilement mesuré en laboratoire.

Depuis la commercialisation des premiers appareils d'imagerie par résonance magnétique, une indéniable tendance consiste à utiliser des champs magnétiques principaux de plus en plus élevés. De nos jours, des appareils utilisant des champs de 1.5 T et 3 T représentent la norme clinique, tandis que des appareils avec des champs principaux aussi élevés que 7 T ou 9.4 T sont utilisés lors de protocoles de recherche sur des humains. Cet attrait pour des appareils à haut champ provient essentiellement de la quête d'un rapport S/B le plus élevé possible. Effectivement, en considérant l'équation II.9 (présentée dans l'annexe II) et un volume d'intérêt homogène, il est possible de trouver une relation de proportionnalité pour l'amplitude du signal de résonance magnétique

$$|S| \propto \omega_0 M_0 |\vec{\beta}_{r(\perp)}| V. \quad (2.22)$$

Par ailleurs, il est également observé que dans la mesure où les pertes diélectriques dominent la résistance effective, celle-ci varie également en fonction de la fréquence de résonance selon

$$R_{eff}(\omega_0) \approx R_{corps}(\omega_0) \propto \omega_0. \quad (2.23)$$

En combinant les équations 2.22 et 2.23 et en utilisant la relation 2.2 pour la magnétisation à l'équilibre, on trouve donc que

$$S/B(\omega_0) \propto \omega_0 \propto |\vec{B}_0|, \quad (2.24)$$

d'où la quête d'un champ magnétique principal toujours plus élevé. Cependant, en pratique, de nombreux défis technologiques, physiques et biologiques sont rencontrés lors de la réalisation d'imagerie par résonance magnétique à très haut champ. Par exemple, la création d'un champ magnétique élevé et homogène sur le volume d'un corps humain requiert un électro-aimant supraconducteur d'une taille imposante, ce qui engendre évidemment des coûts de fabrication et d'installation majeurs. De plus, à ces champs magnétiques, la longueur d'onde radio-fréquence dans le corps humain s'approche des dimensions du corps, ce qui implique différents phénomènes de résonance diélectrique et d'interférence constructive et destructive pouvant créer des artefacts importants. Par ailleurs, la fréquence élevée des ondes radio-fréquences utilisées engendre également une déposition importante d'énergie dans les tissus, ce qui a pour effet que certaines séquences peuvent être proscrites en raison d'un niveau trop élevé d'énergie déposée dans le patient. Finalement, certains artefacts, notamment les artefacts de susceptibilité magnétique et de déplacement chimique sont plus importants à haut champ [BHW06].

Dans un autre ordre d'idées, bien qu'une expérience de résonance magnétique puisse très bien être réalisée à l'aide d'une seule antenne réceptrice, qui peut ou non être l'antenne utilisée pour l'excitation, il a été remarqué que l'utilisation simul-

tanée de plusieurs antennes réceptrices présentait souvent un avantage marqué au niveau du rapport S/B [REH⁺90]. Effectivement, si le volume d'intérêt est relativement large, l'utilisation d'une seule antenne réceptrice implique que cette antenne doit posséder une sensibilité relativement uniforme sur ce volume. Dans la limite où la sensibilité de l'antenne est limitée par les pertes diélectriques dans le volume imagé, cette large sensibilité implique également une sensibilité au bruit provenant de l'ensemble du volume. Inversement, l'utilisation simultanée de plusieurs antennes possédant une sensibilité spatiale limitée mais complémentaire permet de réduire cette sensibilité au bruit, car chaque antenne est couplée magnétiquement à un volume beaucoup plus limité. De façon concrète, l'utilisation d'antennes possédant plusieurs éléments indépendants permet souvent la création d'une géométrie épousant mieux le volume d'intérêt, ce qui permet également une meilleure sensibilité.

2.3 Méthodes de combinaison des signaux provenant d'antennes multi-éléments

En tenant maintenant compte de la sensibilité spatiale de l'antenne utilisée pour la détection, le signal complexe de résonance magnétique pour un voxel est généralement donné par le produit de la densité effective de spin (ρ_{eff}) et de la sensibilité de l'antenne utilisée en réception (b), auquel s'ajoute un terme additif représentant le bruit présent dans le signal détecté (n) [REH⁺90]

$$S(\vec{r}) = \rho_{eff}(\vec{r}) \cdot b(\vec{r}) + n. \quad (2.25)$$

Dans le cas d'une réception effectuée à l'aide d'une antenne à un seul canal, l'image spatiale de la densité effective de spin s'obtient, de façon générale, grâce à une transformée de Fourier inverse du signal détecté et préalablement encodé spatialement, tel qu'exprimé par l'équation 2.18. De façon concrète, les étapes mathématiques menant à la création de l'image spatiale peuvent s'avérer beaucoup

plus complexes, en particulier en présence d'imagerie parallèle [SM97], [PWSB99] ou de trajectoires non-cartésiennes d'échantillonnage de l'espace fréquentiel [SBC01]. Cependant, l'idée générale de la reconstruction demeure identique.

L'utilisation simultanée de plusieurs antennes, telle que proposée par Roemer et al. [REH⁺90] requiert un algorithme permettant de combiner de façon optimale les signaux provenant des différents canaux de réception. Il a été démontré [REH⁺90] qu'une combinaison optimale, maximisant le rapport S/B dans l'image recombinaison, peut être exprimée comme

$$P_{opt} = \frac{\mathbf{S}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}^*}{\mathbf{b}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}^*}, \quad (2.26)$$

où P_{opt} est la combinaison optimale des signaux, \mathbf{S} et \mathbf{b} sont des représentations vectorielles, respectivement, du signal et de la sensibilité des différents canaux de réception et \mathbf{R} est la matrice de la corrélation entre les différents canaux. La démonstration de l'optimalité de cette méthode de combinaison est présentée en annexe III.

Cependant, lors de la reconstruction d'une image, les profils de sensibilité des différents éléments du réseau d'antennes ne sont généralement pas connus. Ceux-ci peuvent néanmoins être calculés à partir de l'acquisition d'une image de basse résolution, ce qui est souvent réalisé lors d'acquisitions utilisant l'imagerie parallèle [PWSB99]. Malgré tout, il a été proposé, dès l'article initial sur les reconstructions à plusieurs canaux [REH⁺90], d'utiliser une méthode pragmatique simple et rapide afin de procéder à la combinaison des canaux. Cette méthode de la somme-des-carrés (ou *sum-of-squares* (SoS) stipule que les images provenant de chacun des canaux peuvent elles-mêmes être utilisées comme une approximation de la sensibilité des canaux. Ainsi, les profils de sensibilité normalisés pour cette

combinaison sont données directement par

$$\mathbf{b}_{SoS} = \frac{\mathbf{S}}{\sqrt{\mathbf{S}^T \mathbf{S}^*}}. \quad (2.27)$$

De plus, les différents canaux sont considérés comme étant parfaitement non-corrélés, ce qui revient à remplacer la matrice \mathbf{R} par une matrice identité. Lors d'une combinaison de la somme-des-carrés, le signal recombinaé s'exprime donc simplement comme

$$P_{SoS} = \sqrt{\mathbf{S}^T \mathbf{S}^*}. \quad (2.28)$$

Cette méthode simple demeure largement utilisée et mène à de très bon résultats dans une majorité de situations. Notamment, cette méthode s'approche asymptotiquement de la solution idéale lorsque le rapport S/B est élevé [LEY+03]. Néanmoins, la méthode de la somme-des-carrés démontre certaines faiblesses dans des situations de bas rapport S/B. Effectivement, lorsqu'une composante importante de bruit est présente, les images ne peuvent plus être considérées comme de bonnes approximations de la sensibilité des différents canaux. Pour pallier à ces limitations de la méthode de la somme-des-carrés, d'autres méthodes de combinaison des canaux ont été proposées. En particulier, la méthode SUPER (*Summation Using Profiles Estimated from Ratios*) [BLH02] propose d'utiliser des versions filtrées passe-bas des images des différents canaux comme estimation des profils de sensibilité. Dans cette situation, les profils de sensibilité normalisés deviennent

$$\mathbf{b}_{SUPER} = \frac{\mathbf{S}_{low}}{\sqrt{\mathbf{S}_{low}^T \mathbf{S}_{low}^*}}, \quad (2.29)$$

où \mathbf{S}_{low} représente de façon vectorielle les versions filtrées passe-bas des images des différents canaux. En remplaçant dans 2.26, on obtient le signal recombinaé pour la

méthode SUPER

$$P_{SUPER} = \frac{\mathbf{S}^T \mathbf{S}_{low}^*}{\sqrt{\mathbf{S}_{low}^T \mathbf{S}_{low}^*}}, \quad (2.30)$$

où les antennes sont également considérées comme non-corrélées.

Toujours afin de combler les lacunes de la méthode de la somme-des-carrés, une approche de combinaison originale a été proposée par Walsh [WGM00]. La méthode de reconstruction adaptative (*Adaptive Reconstruction*) cherche à déterminer le facteur de pondération pour chaque canal permettant de maximiser le rapport S/B pour chaque pixel, en considérant que le signal et le bruit peuvent être décrits comme des processus stochastiques. Les facteurs de pondération optimaux correspondent au vecteur propre principal de la matrice \mathbf{P} définie comme

$$\mathbf{P} = \mathbf{R}_n^{-1} \mathbf{R}_S, \quad (2.31)$$

où \mathbf{R}_S et \mathbf{R}_n sont respectivement définis comme

$$\mathbf{R}_S(j, k) = E(S(j)S(k)^*) \quad j = 1, \dots, N \quad k = 1, \dots, N, \quad (2.32)$$

$$\mathbf{R}_n(j, k) = E(n(j)n(k)^*) \quad j = 1, \dots, N \quad k = 1, \dots, N, \quad (2.33)$$

et correspondent à la corrélation observée pour le signal et le bruit au travers des images provenant des différents canaux de réception. La démonstration de l'optimalité de cette combinaison est reproduite à l'annexe IV.

De façon concrète, la matrice de corrélation du signal est calculée sur une région d'intérêt d'une taille arbitraire (pouvant aller jusqu'à couvrir l'image entière). Son

estimation s'exprime sous la forme

$$\mathbf{R}_S(j, k) = \sum_{(x,y) \in RI} \mathbf{S}(x, y, j) \mathbf{S}^*(x, y, k) \quad j = 1, \dots, N \quad k = 1, \dots, N. \quad (2.34)$$

De façon similaire, la matrice de corrélation du bruit peut être calculée à partir d'une région d'intérêt ne contenant pas de signal ou d'artefacts.

Bien que ces méthodes alternatives de combinaison des signaux présentent certains avantages par rapport à la gestion du bruit, la méthode de la somme-des-carrés demeure la méthode la plus largement utilisée en raison de sa très grande simplicité et du fait que le résultat est amplement satisfaisant lorsque le signal est relativement élevé. Malgré tout, certains manufacturiers offrent désormais des méthodes plus sophistiquées, notamment la combinaison *CLEAR* par Philips (une variation de la combinaison optimale définie par l'équation 2.26) et la reconstruction adaptative par Siemens. L'usage de ces combinaisons alternatives est donc vraisemblablement appelé à se répandre.

CHAPITRE 3

IMPACT DE LA PRÉSENCE DE BRUIT STATISTIQUE DANS LE CONTEXTE DE L'IMAGERIE DE DIFFUSION TENSORIELLE

Ce chapitre présente brièvement les notions théoriques nécessaires afin de bien saisir les développements et les analyses exposés dans l'article [GSB07] présenté au chapitre suivant, ainsi que les développements subséquents et le résumé [GHB08] composant le chapitre 5. Dans un premier lieu, une revue des principes de base de l'imagerie de diffusion et de diffusion tensorielle est présentée. Cette brève revue est suivie d'une description du bruit statistique présent dans des images d'amplitude de résonance magnétique. Finalement, l'influence quantitative de ce bruit sur l'estimation de paramètres de diffusion et de diffusion tensorielle est abordée.

3.1 Imagerie de diffusion et imagerie de diffusion tensorielle

Au delà des contrastes classiques (T_1 , T_2 , T_2^* et densité protonique), il a rapidement été remarqué qu'une expérience de résonance magnétique nucléaire offrait la possibilité de sonder d'autres propriétés de l'échantillon d'intérêt. Parmi ces propriétés, il a été remarqué qu'une expérience précise de résonance magnétique nucléaire permettait d'évaluer le mouvement, semi-aléatoire (mouvement brownien, diffusion) ou organisé (perfusion), des protons contenus dans les molécules d'eau de l'échantillon [CP54]. Puis, dès les débuts de l'imagerie par résonance magnétique, cette sensibilité à la diffusion et à la perfusion de l'eau dans les tissus fut utilisée [MHF85], [TB85], notamment à des fins diagnostiques [LBL⁺86].

La figure 3.1 illustre de façon schématique une séquence de type écho de spin pondérée en diffusion. La pondération en diffusion provient des deux gradients symétriques, placés de part et d'autre du pulse de 180° . Dans un premier cas, si un voxel où toutes les molécules d'eau sont immobiles est considéré, le déphasage

engendré par le gradient antérieur au pulse de 180° est entièrement compensé par la remise en phase provoqué par le second gradient et la présence de la pondération en diffusion n'affecte pas le signal détecté pour ce voxel. Cependant, si les molécules du voxel d'intérêt se déplacent entre l'application des deux gradients, le second gradient ne peut entièrement remettre en phase les molécules d'eau car l'intensité du champ magnétique ressentie n'est plus la même que celle appliquée lors du premier gradient. Dans ce cas, le signal mesuré pour ce voxel sera d'autant plus faible que le mouvement des molécules est important. Une méthode d'échantillonnage de type écho-planaire [STM91] est majoritairement utilisée pour l'imagerie de diffusion, mais d'autres approches sont aussi utilisées, notamment le turbo écho de spin.

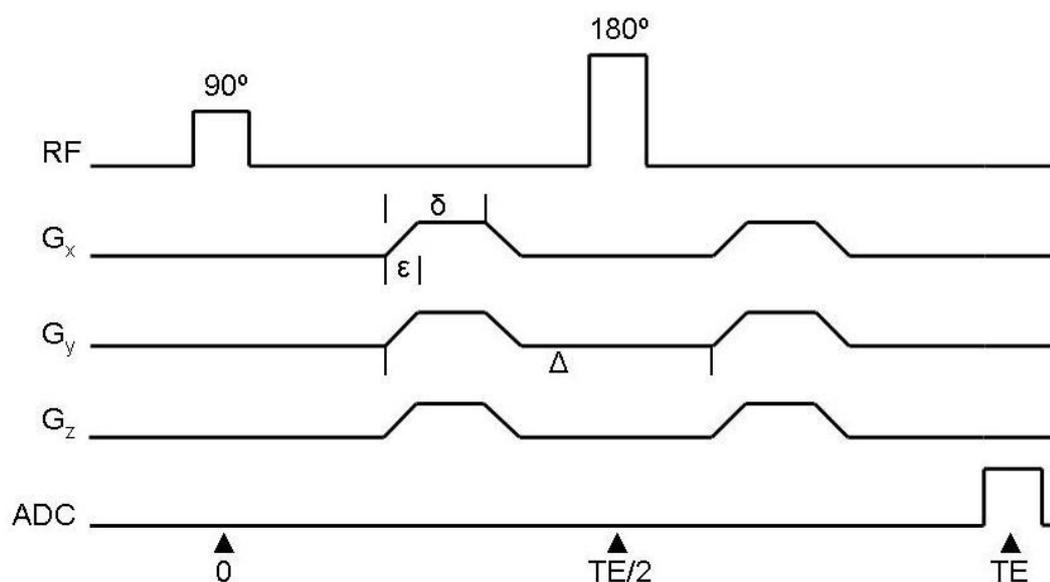


FIG. 3.1 – Acquisition classique de diffusion basée sur une séquence de type écho de spin. Seuls les gradients de diffusion sont indiqués. Dans le cas d'une séquence d'imagerie, les gradients d'encodage spatial doivent être ajoutés.

Ainsi, l'utilisation d'une séquence pondérée en diffusion engendre un signal pouvant être exprimé, dans la limite d'une diffusion gaussienne, sous la forme

$$|S(b)| = |S(0)|e^{-bD}, \quad (3.1)$$

où b est le facteur de diffusion appliqué [LBL⁺86], D représente le coefficient de diffusion apparente et $|S(0)|$ est le signal (en amplitude) pour le même voxel en l'absence de pondération de diffusion. Le facteur de diffusion est fonction de l'intensité, de la durée et de la forme des gradients de diffusion appliqués. Dans le cas classique de gradients trapézoïdaux, ce facteur est donné par

$$b = \gamma^2 |G|^2 \left[\delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) + \frac{\epsilon^3}{30} - \frac{\delta \epsilon^2}{6} \right], \quad (3.2)$$

où ϵ , δ et Δ sont définis graphiquement sur la figure 3.1 et $|G|$ est la norme de l'intensité des gradients appliqués. L'utilisation de tels gradients afin de procéder à une pondération en diffusion a été proposé initialement par Stejskal et Tanner [ST65]. Le choix du facteur de diffusion pour une acquisition donnée repose sur le contraste recherché. Alors que l'utilisation d'un facteur élevé rend l'expérience sensible à des déplacements de plus faible amplitude, la perte de signal engendrée peut causer des problèmes en raison du faible rapport S/B des images obtenues.

Différentes stratégies expérimentales peuvent être employées afin de déterminer le coefficient de diffusion apparente. La méthode la plus simple et également la plus régulièrement utilisée en clinique consiste simplement à solutionner directement l'équation 3.1 à l'aide d'une mesure du signal pour un facteur de diffusion donné ($|S(b)|$) et en l'absence de pondération en diffusion ($|S(0)|$). Cette méthode correspond à la méthode nommée *two point* utilisée dans l'article composant le chapitre suivant. Cependant, en présence d'un bruit important, une estimation plus robuste peut être obtenue en mesurant le signal pour plusieurs facteurs de diffusion et en calculant le coefficient de diffusion apparente par une régression non-linéaire selon l'équation 3.1. Finalement, une méthode robuste [JB04] en présence d'un biais du signal engendré par un bruit asymétrique consiste à effectuer une telle régression non-linéaire en considérant un facteur de bruit additif et positif (ξ), tel que

$$|S(b)_N| = \sqrt{|S(b)_{NL}|^2 + \xi^2}, \quad (3.3)$$

où $|S(b)_N|$ est le signal bruité mesuré et $|S(b)_{NL}|$ est le signal sans bruit qui doit être estimé. Cette méthode correspond à la méthode NLNE utilisée dans l'article présenté dans le chapitre suivant.

Alors que la diffusion dans un milieu homogène, isotrope et non restreint est décrite par l'équation 3.1, le comportement observé dans des tissus humains diffère souvent en raison de la complexité du milieu. En particulier, il a été remarqué que la diffusion dans plusieurs tissus possède un comportement biexponentiel [NDN⁺96]

$$|S(b)| = |S(0)|f_1e^{-bD_1} + |S(0)|f_2e^{-bD_2}, \quad (3.4)$$

où f_1 et f_2 sont des facteurs de pondération pour chacune des deux exponentielles décroissantes.

Un consensus par rapport aux raisons physiques d'un tel comportement n'a pas encore été atteint. De façon globale, ce comportement biexponentiel semble à la fois lié à la présence de deux milieux aqueux distincts (intra-cellulaire et extra-cellulaire), aux interactions entre ces milieux et aux interactions entre les molécules d'eau et les autres métabolites et structures présents [LeB07].

Il est important de noter qu'une expérience de diffusion telle que décrite n'est sensible qu'à la diffusion dans la direction d'application des gradients de pondération de diffusion. Alors que la diffusion est égale dans toutes les directions pour un milieu homogène et isotrope, la complexité des tissus vivants entraîne souvent une diffusion anisotrope [MCK⁺90]. Afin de tenir compte de cet effet, il est souvent de mise de mesurer la diffusion selon trois directions orthogonales et de définir le coefficient de diffusion apparente total comme la moyenne de ceux mesurés pour chacune des trois directions. Le coefficient ainsi obtenu représente la diffusion moyenne sur toutes les directions. Cependant, une approche beaucoup plus complète et permettant de mieux caractériser les tissus présentant une forte anisotropie a été présentée dans la première moitié de la décennie 1990 [BML94a], [BML94b]. Cette approche, nommée imagerie de diffusion tensorielle, utilise le même type de séquence qu'une

expérience classique de diffusion. Cependant, la diffusion est mesurée selon, au minimum, six directions non-colinéaires et également sans pondération de diffusion, afin de pouvoir calculer un tenseur de second ordre et défini positivement décrivant la diffusion directionnelle en trois dimensions selon l'équation

$$\begin{aligned} \ln \left(\frac{|S(\mathbf{b})|}{|S(0)|} \right) = & -[b_{xx}D_{xx} + b_{yy}D_{yy} + b_{zz}D_{zz} \\ & + (b_{xy} + b_{yx})D_{xy} + (b_{xz} + b_{zx})D_{xz} + (b_{yz} + b_{zy})D_{yz}], \end{aligned} \quad (3.5)$$

où les D_{ij} sont les composantes d'un tenseur symétrique de dimensions 3 x 3

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{bmatrix}, \quad (3.6)$$

et les b_{ij} sont donnés par une extension de l'équation 3.2

$$b_{ij} = \gamma^2 G_i G_j \left[\delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) + \frac{\epsilon^3}{30} - \frac{\delta \epsilon^2}{6} \right]. \quad (3.7)$$

Alors que seulement six mesures de diffusion non-colinéaires et une mesure sans pondération de diffusion sont analytiquement nécessaires afin de définir le tenseur \mathbf{D} , il est souvent requis de solutionner un système surdéterminé en effectuant des mesures selon un plus grand nombre de directions, en raison du bruit présent dans les images. Par ailleurs, certaines méthodes mathématiques sophistiquées ont été proposées afin d'obtenir une estimation robuste et exacte des composantes du tenseur [AFPA06], [FAPA07], [LRDF06].

Bien que le tenseur de diffusion contienne l'information permettant de décrire le déplacement des molécules d'eau, cette information est difficile à visualiser en observant simplement les composantes du tenseur. Ainsi, plusieurs indices dérivés du tenseur sont souvent utilisés afin de décrire la diffusion anisotrope dans un milieu.

En premier lieu, les valeurs propres du tenseur, λ_1 , λ_2 et λ_3 , ainsi que leurs vecteurs propres associés, v_1 , v_2 et v_3 , permettent de bien évaluer le comportement directionnel et l'intensité de la diffusion. Ainsi, le vecteur propre principal, v_1 , indique la direction de diffusion principale et l'intensité de cette diffusion est indiquée par la valeur propre associée, λ_1 . De façon similaire, les vecteurs propres secondaires et leurs valeurs propres décrivent la diffusion selon des axes perpendiculaires à celui de la diffusion principale. Un coefficient de diffusion apparente moyen, analogue à celui calculé lors d'une expérience de diffusion, peut être défini comme la valeur moyenne des valeurs propres

$$\overline{D} = \frac{(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)}{3}. \quad (3.8)$$

Par ailleurs, une information importante afin de caractériser la diffusion dans un milieu anisotrope est justement le degré d'anisotropie observé, indiqué par les différences relatives entre les valeurs propres du tenseur. Plusieurs indices normalisés d'anisotropie ont été proposés [BP96], [WMM⁺02], [Kin06a], [Kin06b]. Celui le plus couramment utilisé demeure le *fractional anisotropy* (FA), défini comme

$$FA = \sqrt{\frac{3 [(\lambda_1 - \overline{D})^2 + (\lambda_2 - \overline{D})^2 + (\lambda_3 - \overline{D})^2]}{2(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}}. \quad (3.9)$$

Une valeur de FA tendant vers 1 indique une diffusion fortement anisotrope, pour laquelle la diffusion s'effectue selon un axe seulement, alors qu'une valeur de FA de 0 décrit une diffusion parfaitement isotrope.

L'imagerie de diffusion classique trouve plusieurs applications. L'utilisation présentant le plus de succès clinique est la détection hâtive d'accidents cérébrovasculaires [MCM90]. Effectivement, il a été remarqué que le coefficient de diffusion apparente diminue de façon importante dans la région atteinte, quelques minutes seulement après l'événement ischémique. De façon similaire, l'imagerie de diffusion peut également être utilisée pour la détection de tumeurs ou de métastases, car les tu-

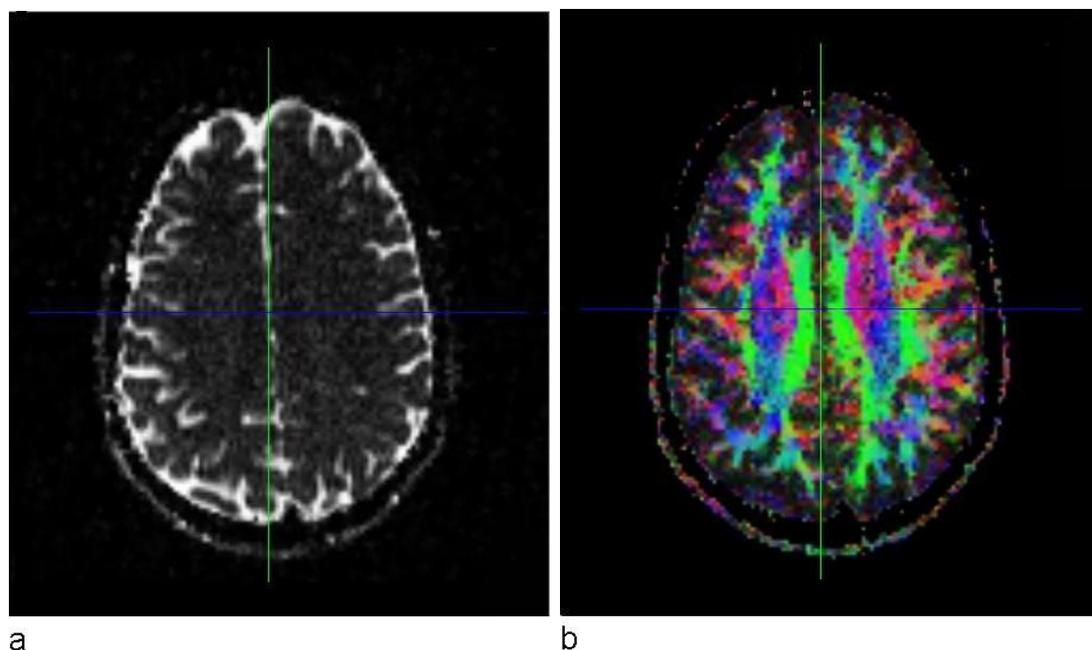


FIG. 3.2 – a) Image du coefficient de diffusion apparente. b) Image du *fractional anisotropy*. La couleur indique la direction principale de la diffusion.

meurs malignes présentent également un coefficient de diffusion apparente réduit par rapport à des tissus sains [LSJ⁺07]. De son côté, l'imagerie de diffusion tensorielle est principalement dédiée à l'étude morphologique de structures présentant un haut degré d'anisotropie, telles la matière blanche cérébrale [HJ02] et certains muscles [DDA⁺02]. Ainsi, dans ces tissus présentant une structure fibreuse, la diffusion est généralement beaucoup plus importante selon la direction de la fibre que perpendiculairement à celle-ci. La direction de la structure fibreuse peut alors être estimée à partir de la direction du vecteur propre principal. Plusieurs algorithmes de *tractographie* ont été développés afin de recréer le parcours de ces fibres sur un volume tridimensionnel complet [BPP⁺00], [MvZ02].

Finalement, au cours des dernières années, des techniques innovatrices de diffusion à haute résolution angulaire ont été développées afin de répondre à certaines faiblesses de l'imagerie de diffusion tensorielle [zM03], [TRW⁺02], [Tuc04], [WHT⁺05], [Des08]. Ces méthodes requièrent des mesures de diffusion selon plu-

sieurs dizaines de directions. La force de ces méthodes provient de la possibilité de résoudre angulairement plusieurs fibres anisotropes à l'intérieur d'un même voxel, ce qui n'est pas possible en utilisant uniquement l'imagerie de diffusion tensorielle. La revue de ces méthodes dépasse cependant le cadre de cet ouvrage.

3.2 Bruit dans les images de résonance magnétique

Les images de diffusion sont calculées à partir de l'amplitude du signal, originalement complexe, obtenu suite à une expérience de résonance magnétique. Étant donné que ces images de diffusion présentent régulièrement un rapport S/B relativement faible, une description précise du bruit présent dans de telles images d'amplitude est requise afin de bien saisir le rôle que celui-ci peut jouer.

Le bruit dans une expérience de résonance magnétique provient de fluctuations aléatoires à la fois dans l'électronique de la chaîne de réception et l'échantillon d'intérêt, tel que décrit par l'équation 2.20. Il est normalement considéré que le signal bruité dans les parties réelle et imaginaire du signal complexe est distribué selon une distribution gaussienne centrée en zéro et de variance identique pour les composantes réelle et imaginaire [Hen85]

$$P(S_{(\Re, \Im)} : S_{MR(\Re, \Im)}, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\left(\frac{(S_{(\Re, \Im)} - S_{MR(\Re, \Im)})^2}{2\sigma^2}\right)}, \quad (3.10)$$

où S est le signal détecté, S_{MR} est le signal réel en l'absence de bruit et σ est l'écart-type du bruit pour les composantes réelle et imaginaire.

Lorsqu'un seul canal de réception est considéré, l'opération visant à calculer l'amplitude du signal modifie la distribution statistique de celui-ci et mène à un signal distribué selon une loi ricienne [GP95], [SdDvA⁺98], [Sij99]

$$P(|S| : |S_{MR}|, \sigma) = \frac{|S|}{\sigma^2} e^{-\left(\frac{(|S|^2 + |S_{MR}|^2)}{2\sigma^2}\right)} I_0\left(\frac{|S| \cdot |S_{MR}|}{\sigma^2}\right), \quad (3.11)$$

où I_0 est la fonction de Bessel modifiée de premier type d'ordre zéro. La validité de cette distribution statistique du signal est démontrée à l'annexe V.

De nos jours, de moins en moins d'images de résonance magnétique sont acquises à l'aide d'une antenne à un seul canal, des réseaux d'antennes étant généralement utilisés. Dans le cas d'une image d'amplitude créée à partir de plusieurs canaux (N) et selon une combinaison de type somme-des-carrés, le signal bruité prend plutôt une distribution χ non-centrée [CAM97]

$$P(|S| : |S_{MR}|, \sigma, N) = \frac{|S_{MR}|}{\sigma^2} \left(\frac{|S|}{|S_{MR}|} \right)^N e^{-\left(\frac{|S|^2 + |S_{MR}|^2}{2\sigma^2}\right)} I_{N-1} \left(\frac{|S| \cdot |S_{MR}|}{\sigma^2} \right), \quad (3.12)$$

où I_{N-1} est la fonction de Bessel modifiée de premier type d'ordre $N - 1$. La validité de cette distribution statistique du signal dans le cas d'une combinaison somme-des-carrés est démontrée à l'annexe VI.

La figure 3.3 présente des distributions riciennes et χ non-centrées ($N = 8$) pour $|S_{MR}| = 0, 3$ et 10 et $\sigma = 1$. On constate que les deux distributions diffèrent passablement pour des bas rapports S/B et montrent une asymétrie d'autant plus forte que le niveau de signal est bas. Pour un rapport $|S_{MR}|/\sigma$ suffisamment élevé, ces deux distributions peuvent généralement être approximées par une distribution gaussienne ayant pour valeur moyenne le signal de résonance magnétique en l'absence de bruit ($|S_{MR}|$).

Dans le cas présent, le niveau plancher de bruit, i.e. le niveau moyen de bruit en l'absence de signal réel de résonance magnétique, est particulièrement d'intérêt. Effectivement, toute mesure quantitative effectuée à partir d'images présentant un signal s'approchant de ce niveau plancher de bruit sera fortement biaisée par sa présence. En l'absence de signal, la distribution χ non-centrée se réduit en une

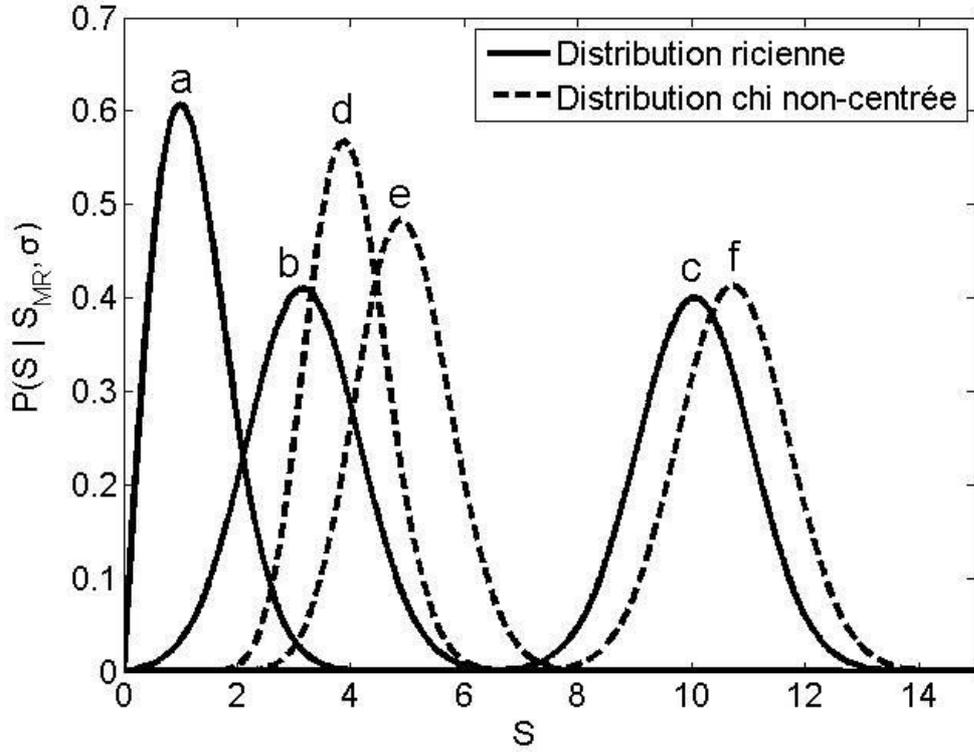


FIG. 3.3 – Distributions riciennes et χ non-centrées pour différent rapports S/B. $\sigma = 1$ pour toutes les distributions. a) Ricienne $|S_{MR}| = 0$. b) Ricienne $|S_{MR}| = 3$. c) Ricienne $|S_{MR}| = 10$. d) χ non-centrée $|S_{MR}| = 0$. e) χ non-centrée $|S_{MR}| = 3$. f) χ non-centrée $|S_{MR}| = 10$.

distribution χ centrée

$$P(|S| : \sigma, N) = \frac{2|S|^{(2N-1)} e^{-(|S|^2/2\sigma^2)}}{(\sqrt{2}\sigma)^{2N} (N-1)!}. \quad (3.13)$$

La moyenne et l'écart-type de cette distribution sont donnés respectivement par [KB06]

$$\mu_{noise} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{(2N-1)!!}{2^{(N-1)} (N-1)!} \sigma, \quad (3.14)$$

$$\sigma_{noise} = \sqrt{2N - \frac{\pi}{2} \left(\frac{(2N-1)!!}{2^{(N-1)} (N-1)!} \right)^2} \sigma. \quad (3.15)$$

Un effet important à souligner, et souvent négligé, est que le niveau plancher

de bruit moyen (μ_{noise}) augmente au fur et à mesure que le nombre d'antennes augmente. Ainsi, si le signal d'intérêt se trouve près du niveau plancher, l'utilisation d'une antenne possédant un grand nombre de canaux a tendance à augmenter le biais sur la mesure du signal, du moins lorsqu'une combinaison du type somme-des-carrés est utilisée. Cet effet peut être observé sur la figure 3.4 qui présente des distributions χ non-centrées pour $|S_{MR}| = 1$, $\sigma = 1$ et 1, 2, 4, 8 et 12 canaux de réception. On remarque que pour un nombre d'antennes élevé, la valeur de la probabilité maximale dévie considérablement de la valeur réelle du signal en l'absence de bruit.

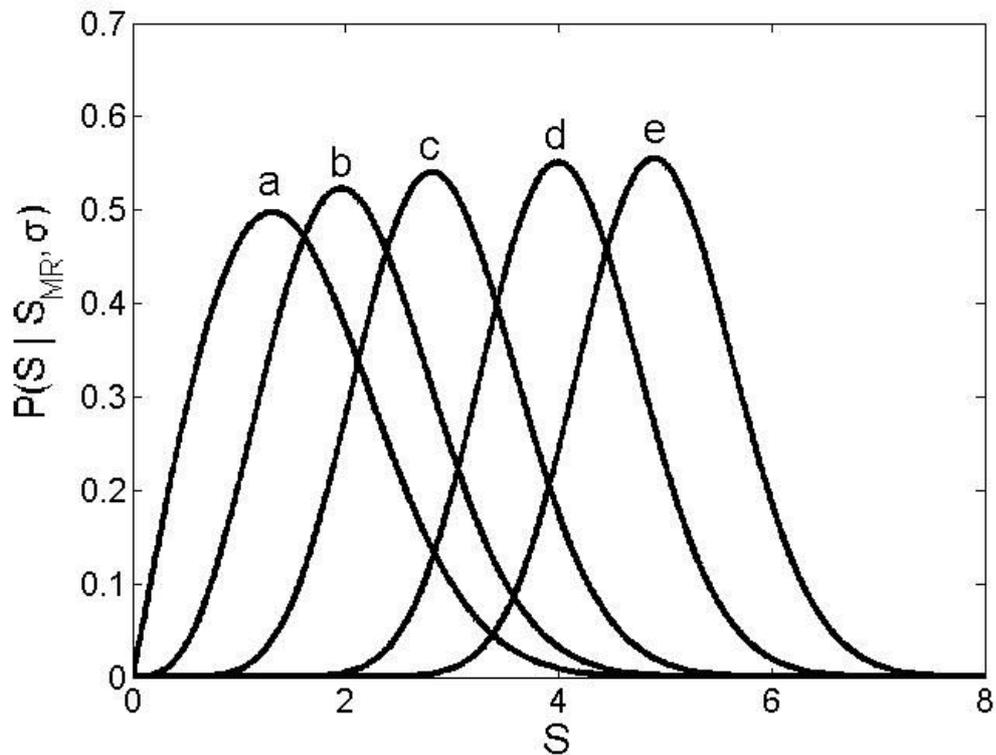


FIG. 3.4 – Distributions χ non-centrées pour $|S_{MR}| = 1$ et $\sigma = 1$ et différents nombres de canaux de réception. a) $N = 1$. b) $N = 2$. c) $N = 4$. d) $N = 8$. e) $N = 12$.

Par ailleurs, en comparaison avec la combinaison de la somme-des-carrés, la méthode SUPER et la reconstruction adaptative mènent à une réduction du ni-

veau plancher de bruit pouvant aller jusqu'à un facteur $(2N - 1)!! / (2^{(N-1)}(N - 1)!)$ car le signal est combiné dans le domaine complexe. Dans le cas de la reconstruction SUPER, cette réduction théorique est atteinte si le filtrage passe-bas est suffisamment puissant, alors que pour la reconstruction adaptative, la région d'intérêt sur laquelle la corrélation du signal est calculée doit être suffisamment grande.

Finalement, il est important de souligner que les équations présentées sont valides uniquement en l'absence d'imagerie parallèle. L'utilisation de méthodes d'imagerie parallèle, en plus de pouvoir entraîner une modification de la statistique du signal, mène également à un bruit qui n'est pas homogène spatialement [PWSB99]. Cette inhomogénéité spatiale dépend à la fois de la méthode de reconstruction utilisée, du facteur d'accélération, du sujet imagé et des antennes utilisées [TZ07]. Pour ces raisons, une description analytique du bruit dans une image acquise à l'aide d'une méthode d'imagerie parallèle est beaucoup plus difficile à formuler.

3.3 Influence quantitative du bruit sur les mesures de diffusion et de diffusion tensorielle

Tel que mentionné, la présence de bruit dans les images peut significativement affecter les mesures quantitatives effectuées dans le cadre d'une expérience de diffusion ou de diffusion tensorielle. En premier lieu, la présence de bruit engendre invariablement une dispersion de la valeur mesurée lors d'une expérience unique par rapport à la moyenne des valeurs mesurées si cette même expérience était répétée un grand nombre de fois. Cependant, au-delà de cet effet attendu, l'influence de la présence de bruit est relativement complexe et présente un comportement fortement non-monotone en fonction du rapport S/B. Pour cette raison, deux régimes distincts doivent être considérés lors d'une analyse de l'effet du bruit sur les paramètres de diffusion et de diffusion tensorielle.

Le premier régime étudié correspond à celui rencontré lorsque toutes les images de diffusion (si plusieurs directions d'encodage de diffusion sont considérées) pré-

sentent un rapport S/B suffisamment élevé pour que la distribution réelle du signal bruité (ricienne ou χ non-centrée) puisse être approximée convenablement par une gaussienne centrée en la valeur moyenne du signal en l'absence de bruit. Sous ces conditions, le phénomène engendré par la présence de bruit le plus généralement observé est une répulsion des valeurs propres du tenseur [PB96], [BAM98], [BP00]. Il est effectivement observé que la présence de bruit entraîne généralement une surestimation de la valeur propre principale (λ_1) et une sous-estimation de la valeur propre tertiaire (λ_3), alors que la valeur propre secondaire (λ_2) demeure relativement peu affectée [Kin06c]. Ce phénomène de répulsion est particulièrement présent lorsque les valeurs propres sont classées par amplitude, par exemple pour le calcul subséquent d'un indice d'anisotropie [BP00]. De plus, conjointement à ce phénomène de répulsion des valeurs propres, une surestimation de l'anisotropie telle qu'exprimée par la *fractional anisotropy* (équation 3.9) est généralement aussi observée. Ce phénomène de surestimation de l'anisotropie est d'autant plus important que le niveau d'anisotropie est bas, l'accroissement de la différence entre les valeurs propres étant proportionnellement plus important [Kin06c], [LFH⁺08].

Dans ce régime de rapport S/B, étant donné que la distribution du signal demeure symétrique et centrée autour de la valeur réelle du signal en l'absence de bruit, les effets observés montrent une proportionnalité par rapport à l'écart-type de la distribution du signal. Pour cette raison, les effets du bruit peuvent être limités par le moyennage en amplitude de plusieurs images acquises sous les mêmes conditions. Effectivement, en considérant une distribution de signal gaussienne, le moyennage de n images entraînera une réduction de l'écart-type de la distribution du signal d'un facteur \sqrt{n} . La symétrie de la distribution du signal indique également que les valeurs des coefficients de diffusion apparente mesurés sous ce régime ne présentent pas de biais important.

Des comportements diamétralement opposés sont plutôt observés dans un second régime de très bas rapport S/B, pour lequel le signal dans une ou plusieurs

des images de diffusion présente une distribution suffisamment asymétrique et biaisée pour que l'approximation gaussienne ne soit plus valable. Dans cette situation, le biais engendré par la présence du niveau plancher de bruit entraînera une sous-estimation du coefficient de diffusion apparente pour cette direction. Pour de hauts facteurs de diffusion et des images réalisées à des hautes résolutions spatiales, cet effet de sous-estimation de la diffusion réelle peut devenir très important, tel qu'illustré par la figure 3.5. De plus, le biais engendré par le niveau plancher de bruit doit impérativement être tenu en compte lors d'études quantitatives de diffusion biexponentielle.

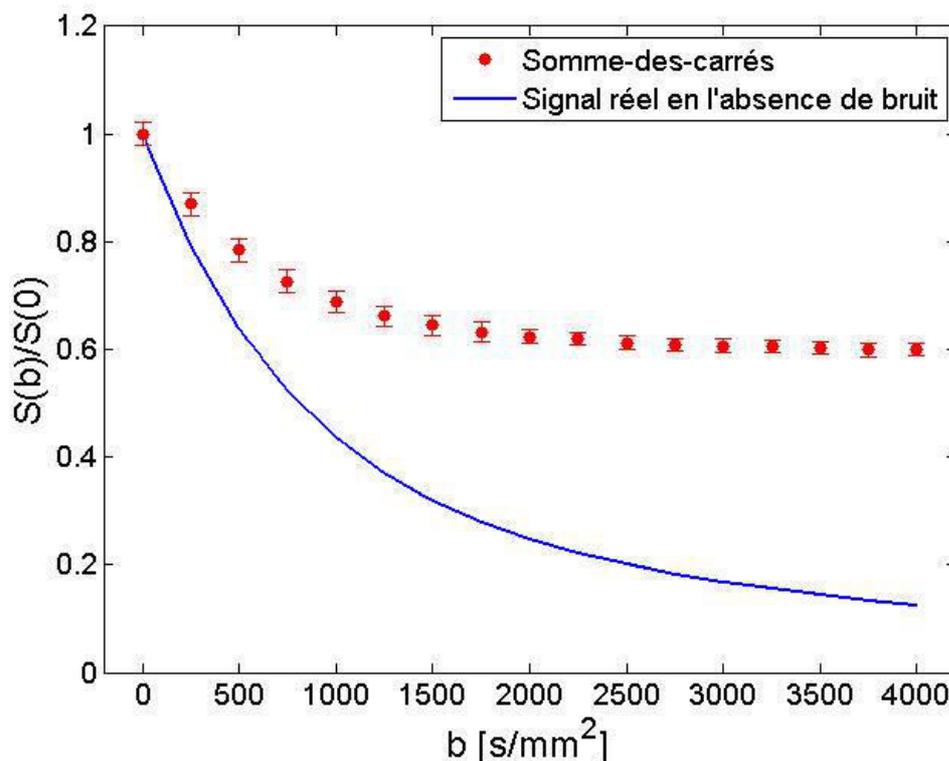


FIG. 3.5 – Décroissance du signal de diffusion en fonction du facteur de diffusion appliqué. Le niveau de bruit correspond à celui observé pour une résolution spatiale de 1.8 mm x 1.8 mm x 1.8 mm, pour une acquisition réalisée à 1.5 T à l'aide d'une séquence standard de diffusion écho-planaire.

Dans le cas d'imagerie de diffusion tensorielle, une sous-estimation de la dif-

fusion apparente selon les directions présentant un grand coefficient de diffusion engendrera une sous-estimation de l'anisotropie telle que définie par la *fractional anisotropy* [Jon03]. Effectivement, les directions pour lesquelles la diffusion est importante étant plus fortement influencées que les directions pour lesquelles la diffusion est plus faible, la différence relative de signal entre les directions, et donc l'anisotropie, sera diminuée. Pour cette même raison, la diminution de l'anisotropie sera d'autant plus importante que l'anisotropie est grande, la différence relative de l'influence du biais engendré par le bruit étant alors plus importante [And01].

Il est également important de souligner que les effets du bruit observés dans ce régime de très bas rapport S/B sont occasionnés par l'asymétrie de la distribution du signal et par la présence d'un biais, et non par la variabilité engendrée par la dispersion de la distribution. Ceci implique que ces effets ne peuvent être réduits par le moyennage en amplitude de plusieurs images acquises sous les mêmes conditions, ce moyennage réduisant simplement l'écart-type de la distribution sans affecter le biais. D'autre part, un moyennage dans le domaine complexe permettrait de réduire à la fois le biais et l'écart-type de la distribution du signal, mais est généralement impossible pour des images reconstruites selon les méthodes somme-des-carrés et adaptative, en raison d'une phase incohérente entre les différentes images. Effectivement, les séquences de diffusion du type écho-planaires sont connues comme étant particulièrement susceptibles de présenter des variations spatiales de phase. Ces variations peuvent notamment être engendrées par du mouvement ou des inhomogénéités du champ magnétique principal.

3.4 Mise en contexte de l'article présenté

L'article présenté au prochain chapitre [GSB07] propose l'utilisation d'une méthode alternative de combinaison des signaux provenant d'une antenne à plusieurs éléments. Cette méthode vise à apporter une solution aux difficultés rencontrées lorsque qu'une combinaison du type somme-des-carrés est utilisée dans un régime

de très bas rapport S/B. L'impact de l'utilisation de cette méthode alternative sur plusieurs paramètres quantitatifs de diffusion et de diffusion tensorielle est évalué. L'utilisation de cette méthode de combinaison conjointement avec l'algorithme d'imagerie parallèle GRAPPA sera abordée au chapitre 5.

CHAPITRE 4

ARTICLE 1 : IMPACT OF AN IMPROVED COMBINATION OF SIGNALS FROM ARRAY COILS IN DIFFUSION TENSOR IMAGING

Guillaume Gilbert, Dany Simard, Gilles Beaudoin

4.1 Contributions des auteurs et permissions

Contributions des auteurs

Guillaume Gilbert

- Idée originale du projet
- Participation à l'ensemble des mesures expérimentales
- Implémentation de la méthode (Matlab et SYNGO VB15)
- Réalisation des simulations numériques
- Analyse des résultats
- Rédaction de la majorité de l'article (80%)

Dany Simard

- Idée originale du projet
- Participation à certaines mesures expérimentales
- Implémentation de la méthode (Matlab)
- Analyse des résultats
- Rédaction d'une portion de l'article (20%)

Gilles Beaudoin

- Direction générale du projet
- Participation à certaines mesures expérimentales
- Révision de l'article

Accord de l'éditeur

2007 IEEE. Reprinted, with permission, from IEEE Transactions on Medical Imaging, *Impact of an improved combination of signals from array coils in diffusion tensor imaging*, Guillaume Gilbert, Dany Simard, Gilles Beaudoin.

This material is posted here with permission of the IEEE. Such permission of the IEEE does not in any way imply IEEE endorsement of any of the Université de Montréal's products or services. Internal or personal use of this material is permitted. However, permission to reprint/republish this material for advertising or promotional purposes or for creating new collective works for resale or redistribution must be obtained from the IEEE by writing to pubs-permissions@ieee.org. By choosing to view this material, you agree to all provisions of the copyright laws protecting it.

Accord obtenu du bureau de la propriété intellectuelle de IEEE, par courrier électronique, le 31 juillet 2009.

4.2 Abstract

An improved method for the combination of signals from array coils is presented as a way to reduce the influence of the noise floor on the estimation of diffusion tensor imaging (DTI) parameters. By an optimized combination of signals from the array channels and complex averaging of measurements, this method leads to a significant reduction of the noise bias. This combination algorithm allows computation of accurate tensors by using the simple two point method and is shown to provide results similar to the ones obtained using the standard signal combination and a non-linear regression method with noise parameter estimation. In many applications, the use of this combination method would result in a scan time reduction in comparison to the current standard. The effects of the improved combination on diffusion decay curves, fractional anisotropy maps and ADC profiles are demonstrated.

4.3 Keywords

Diffusion tensor imaging (DTI), phased array coils, combination of signals, noise bias, fractional anisotropy.

4.4 Introduction

The introduction [BML94a] and subsequent development of diffusion tensor imaging (DTI) has opened new horizons in the assessment and visualization of the structure and function of anisotropic tissues such as white matter and cardiac muscle. DTI has been shown to give important insights on both white matter development [PSH⁺00], [OJS⁺01] and white matter injuries and disorders [HJ02]. With the development of tractography algorithms [BPP⁺00], [MvZ02], DTI is also providing a unique and noninvasive opportunity to visualize fibrous structures in vivo.

On the downside, due to the intrinsically low diffusion signal, DTI is also known for its sensitivity to the presence of noise in the images acquired. For example, the presence of a substantial noise contribution can negatively affect the sorting of the diffusion tensor's eigenvalues [MPH⁺99], [BP00] and can lead to an overestimation of anisotropy [PB96], [BAM98].

Along with DTI, another field of magnetic resonance imaging (MRI) that has seen significant developments in the last fifteen years is phased array coil technology [REH⁺90]. The introduction of coil systems with a large number of channels [MW05], [WTP⁺06], along with new parallel imaging techniques [SM97], [PWSB99] has resulted in significant improvements in scan times and/or signal-to-noise ratio (SNR). With conventional (i.e. non-parallel) imaging, phased array coils also offer SNR levels comparable to that of a small surface coil but over a much larger volume.

In the interest of simplicity, early methods combined the signals from all independent channels using a standard sum-of-squares (SoS) formula [REH⁺90] and this combination approach remains commonplace in most MRI protocols. The SoS technique provides a near optimal combination when the SNR is high [LEY⁺03] but its efficiency decreases as the SNR decreases. Specifically, this standard combination technique is known to produce a significant rectified noise bias and to be subject to motion or flow artifacts [WGM00], [BLH02]. The noise bias resulting from using the SoS combination has been shown to be particularly harmful in the case of DTI, since the signal level is often very close to the noise floor [DHS01], [JB04]. In particular, the presence of a considerable noise floor can produce significantly biased estimates of diffusivity and anisotropy.

To overcome these limitations, various techniques have been proposed to combine the signals from phased array coils in more effective ways [WGM00], [BLH02], [EYL⁺04]. However, despite the improvements shown by the application of these methods, the SoS combination method continues to be widely used. Moreover,

to our knowledge, the investigations regarding the use of alternative combination methods in the case of DTI remain limited [BJW⁺06].

In this paper, an alternative method for the combination of signals from phased array coils is presented and its application to DTI is investigated. In particular, the impact of the combination method on the characteristics of the noise floor is studied. To assess the influence of the modification of the noise floor on significant DTI parameters, mean diffusivity, fractional anisotropy, apparent diffusion coefficient (ADC) profile, and principal diffusion direction are calculated with this alternative combination technique and the standard SoS algorithm.

4.5 Theory and Methods

4.5.1 Behaviour of the noise in MR images

In the presence of noise, the real and imaginary parts of the complex MR signal both follow a Gaussian distribution [HBTV99]. For a given pixel, the probability of measuring a real or imaginary signal S is given by

$$P(S_{(\Re, \Im)} : S_{MR(\Re, \Im)}, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\left(\frac{(S_{(\Re, \Im)} - S_{MR(\Re, \Im)})^2}{2\sigma^2}\right)}, \quad (4.1)$$

where S_{MR} is the underlying nuclear magnetic resonance (NMR) signal (in the absence of noise) and σ is the standard deviation of the Gaussian distribution. For a single channel, the transformation of the complex MR data to a magnitude image results in a Rician signal distribution [Sij99]. In the case of a SoS combination, the signal distribution is further modified and becomes a noncentral χ distribution [CAM97]. In the absence of NMR signal, the noncentral χ distribution simplifies to

$$P(|S| : \sigma, N) = \frac{2|S|^{(2N-1)} e^{-|S|^2/2\sigma^2}}{(\sqrt{2}\sigma)^{2N} (N-1)!}, \quad (4.2)$$

where N is the number of combined channels. The mean and standard deviation of this magnitude noise are respectively given by

$$\mu_{noise} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{(2N-1)!!}{2^{(N-1)}(N-1)!} \sigma, \quad (4.3)$$

$$\sigma_{noise} = \sqrt{2N - \frac{\pi}{2} \left(\frac{(2N-1)!!}{2^{(N-1)}(N-1)!} \right)^2} \sigma, \quad (4.4)$$

where $!!$ denotes a double factorial defined by $p!! = p(p-2)(p-4)\dots$.

The complex averaging of n noisy images reduces the standard deviation of the Gaussian distributed noise by a \sqrt{n} factor, which also leads to a reduction by the same factor of the mean and standard deviation of the magnitude noise. In the case of a magnitude averaging, the standard deviation of the rectified noise also follows a decrease close to $1/\sqrt{n}$, but the mean of the noise remains constant, which can lead to a potentially significant noise bias.

4.5.2 Combination of signals from phased array coils

The use of phased array coils generates complex individual images from each coil and a method of combination of signals is needed to compute a recombined image. As shown in [REH⁺90] and [BLH02], for an array of N coils, the N -element signal vector (\mathbf{S}) at a given pixel position can be considered the product of the sensitivity vector at this position (\mathbf{b}) and the intensity of the NMR signal (ρ_{eff}) plus the noise vector at this position (\mathbf{n})

$$\mathbf{S} = \rho_{eff} \mathbf{b} + \mathbf{n}. \quad (4.5)$$

The optimal estimate of the NMR signal considering correlation between the coils can be written as

$$P_{opt} = \frac{\mathbf{S}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}^*}{\mathbf{b}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}^*}, \quad (4.6)$$

where \mathbf{R} is the matrix of the correlation between the coils, T indicates transposition, and $*$ indicates complex conjugation.

As the sensitivity of each coil is generally unknown, it has been proposed in [REH⁺90] that the sum-of-squares method should be used as a pragmatic alternative. With this combination method, the pixel value from each coil is considered a good approximation of the coil sensitivity at its position. Thus, the normalized coil sensitivity profiles for the SoS have the form

$$\mathbf{b}_{SoS} = \frac{\mathbf{S}}{\sqrt{\mathbf{S}^T \mathbf{S}^*}}. \quad (4.7)$$

Since no correlation between the coils is taken into account with the classic SoS combination method, the signal \mathbf{S} is weighted by itself and the estimate of the true NMR signal (4.6) simplifies to

$$P_{SoS} = \sqrt{\mathbf{S}^T \mathbf{S}^*}. \quad (4.8)$$

The SoS method produces magnitude images and the rectified noise in the resulting images introduces a bias (4.3). Furthermore, the magnitude averaging of multiple measurements (number of excitations (NEX) > 1) does not allow a reduction of this bias. Because of a phase incoherence between the measurements, it is usually impossible to average multiple acquisitions independently for each coil before combination.

While the SoS method of combination is almost optimal for images at high SNR [LEY⁺03], it is known to be less than optimal for acquisitions with inherent low SNR, such as DTI at high b values. These limitations have led to a number of alternative combination methods being proposed [WGM00], [BLH02], [EYL⁺04]. The SUPER (Summation Using Profiles Estimated from Ratios) method presented in [BLH02] uses a low resolution complex image to approximate coil sensitivity profiles. In that article, a low-pass filter is applied on high resolution complex data

to generate the estimated profiles. Since the profiles vary slowly, it is possible to use strong low-pass filtering to remove the fine details of the acquired images. The resulting normalized sensitivity profiles \mathbf{b}_{SUPER} are

$$\mathbf{b}_{SUPER} = \frac{\mathbf{S}_{low}}{\sqrt{\mathbf{S}_{low}^T \mathbf{S}_{low}^*}}. \quad (4.9)$$

Our method for the combination of signals from phased array coils is a modification of the SUPER algorithm. We calculate an approximation of the sensitivity profiles by low-pass filtering complex diffusion weighted (DWI) and non-weighted images (NWI). The approximation of the sensitivity profiles are then a combination of the phase of the filtered diffusion weighted images and the magnitude of the filtered non-weighted images. Then,

$$\mathbf{S}_{low} = | \langle \mathbf{S}_{NWI} \rangle | e^{i \tan^{-1} \left(\frac{\Im(\langle \mathbf{S}_{DWI} \rangle)}{\Re(\langle \mathbf{S}_{DWI} \rangle)} \right)}, \quad (4.10)$$

where $\langle \rangle$ means that the complex data have been low-pass filtered. In contrast to the SoS method, the combination of the signals from the different channels is accomplished in the complex domain for our SUPER-D (SUPER in Diffusion) method. This complex combination leads to a noise floor reduction by a factor of up to $\frac{(2N-1)!!}{2^{(N-1)}(N-1)!}$ for a N -channel array coil, since the noise does not build up following (4.3). Furthermore, the resulting recombined image also remains complex. As a result, the SUPER-D method can be combined with a complex averaging of the data from multiple measurements to take advantage of the complex distribution of the noise. In the optimal case, the averaging of n images of complex data with zero-centered Gaussian noise allows a decrease of the noise floor by a factor of \sqrt{n} . The actual decrease allowed by the SUPER-D method will mostly depend on the phase behaviour of the images and will be discussed in detail in the next section. In comparison, the SoS method only allows a magnitude averaging of multiple

measurements, which does not reduce the noise bias.

The magnitude of the filtered non-weighted image ($|\langle \mathbf{S}_{NWI} \rangle|$) is used for computing sensitivity profiles to take advantage of its high SNR in comparison to that of the weighted images. While it is possible to directly use the smoothed diffusion weighted images to approximate the sensitivity profiles (i.e use \mathbf{S}_{DWI} instead of \mathbf{S}_{NWI} in 4.10), the low SNR of these images leads to estimated profiles that are not as accurate as the ones obtained using a combination of non-weighted and weighted images, especially at high b values. As most DTI sequences acquire non-weighted images by default, this technique does not increase acquisition time.

The SUPER-D combination method can also take into account the correlation between the coils to improve the estimate of the true NMR signal (4.6) so that it becomes

$$P_{SUPER-D} = \frac{\mathbf{S}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{S}_{low}^*}{\sqrt{\mathbf{S}_{low}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{S}_{low}^*}}. \quad (4.11)$$

The correlation matrix can be estimated for each sequence by acquiring a complex data set with a zero flip angle RF excitation for each coil before acquiring the standard diffusion images [WTP⁺06]. As no RF pulse is used, the additional data acquisition marginally increases the total scan time.

Finally, SNR is the most widely used indicator of the noise contribution in an image. It is normally defined as the ratio of the measured mean signal and the signal standard deviation induced by noise [Ass01]. However, in the case of a signal level very close to the noise floor, signal-to-background ratio (SBR), defined as the ratio between the measured mean signal and the mean of the background noise, is probably more appropriate than SNR to evaluate the noise bias impact. For that reason, throughout this paper, SBR will be used to characterize the noise floor in regard to the signal. Also, it is important to note that a low SBR does not always mean a low SNR. For example, in the case of the SoS combination method, it is

possible to obtain images with a relatively high SNR by the magnitude averaging of multiple measurements, but this does not lead to an improvement of the SBR. Unless otherwise mentioned, the SBR values given in this paper correspond to the values for a SoS combination.

4.5.3 Numerical simulation and data acquisition

Synthetic data sets were created to validate the SUPER-D combination algorithm. Uniform complex images (matrix size = 128 x 128) with a known signal level were first computed. These complex images also exhibit a periodic phase variation with a known period. The synthetic images were then multiplied by normalized sensitivity profiles corresponding to the sensitivity of each coil in an idealized array. In this idealized array, the coils are distributed uniformly around the image and their sensitivity decreases as a function of the distance to the coil. Finally, zero-centered Gaussian noise was added in both the real and imaginary channels to obtain images with known SNR and SBR. To reproduce the phase behaviour observed in real DTI images, the phase was set to be incoherent between different channels and measurements by the inclusion of a randomly selected phase offset and orientation.

All real DTI acquisitions were performed on a Siemens Avanto 1.5 T system (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) using a standard Siemens 12-channel phased array head coil and an EPI sequence. Images were acquired of both a uniform cylindrical phantom containing 1.25 g/L NiSO₄ and 5 g/L NaCl in water and of the brains of healthy volunteers. All volunteers were screened for MR compatibility and gave their informed consent. Complex raw data were off-loaded from the MR system and image reconstruction took place on a separate computer in the MATLAB (The MathWorks, Natick, USA) environment.

Most DTI data sets were acquired using 12 non-collinear diffusion gradients with sequence parameters as follows : $T_R = 2000$ ms, $T_E = 104$ ms, matrix size =

128 x 128, partial Fourier sampling factor = 6/8, slice thickness = 2.5 mm, voxel size = 1.8 mm x 1.8 mm x 2.5 mm. Brain images of volunteers were acquired with b factors ranging from 0 s/mm² to 2000 s/mm² and NEX = 4 for each diffusion direction.

Furthermore, to compute 3D ADC profiles, DTI data sets of a volunteer's brain were obtained using 60 non-collinear diffusion gradients with sequence parameters : $T_R = 1500$ ms, $T_E = 117$ ms, matrix size = 128 x 128, partial Fourier sampling factor = 6/8, slice thickness = 1.8 mm, voxel size = 1.8 mm x 1.8 mm x 1.8 mm and b values from 0 s/mm² to 1000 s/mm², and NEX = 4.

Finally, to assess the effectiveness of our combination method at high b values, diffusion weighted images were acquired with b values up to 10 000 s/mm² for one diffusion direction and with the same sequence parameters used to compute the 3D ADC profiles. Up to 512 measurements for the brain and up to 128 measurements for the phantom were realized.

4.6 Results

4.6.1 Impact of the combination method on the noise bias

Synthetic data sets were used to validate the behaviour of the SUPER-D combination method in comparison to the SoS technique and to assess the influence of the different adjustable parameters. More specifically, the SUPER-D combination method employs two distinctive low-pass filters, respectively for the estimation of the magnitude and phase of the sensitivity profiles. Figure 4.1 shows the influence of the size of the low-pass filter kernel used for the phase estimation for synthetic images computed for an ideal 12-channel array and SBR of 1.25 and 1.05, which are typical SBR encountered *in vivo* at high b values. The phase of these images was slowly varying (2 cycles/FoV), which is a good approximation of the phase variation we observed in real DTI images. Under these conditions, the use of a

relatively large filter kernel allows for a good estimation of the signal phase while the phase estimated with the smaller filter kernel is more biased by the presence of the noise. As expected, a smaller filter kernel can be used to obtain the same phase estimation if the influence of the noise bias is lower. No significant differences were seen between mean and median filters.

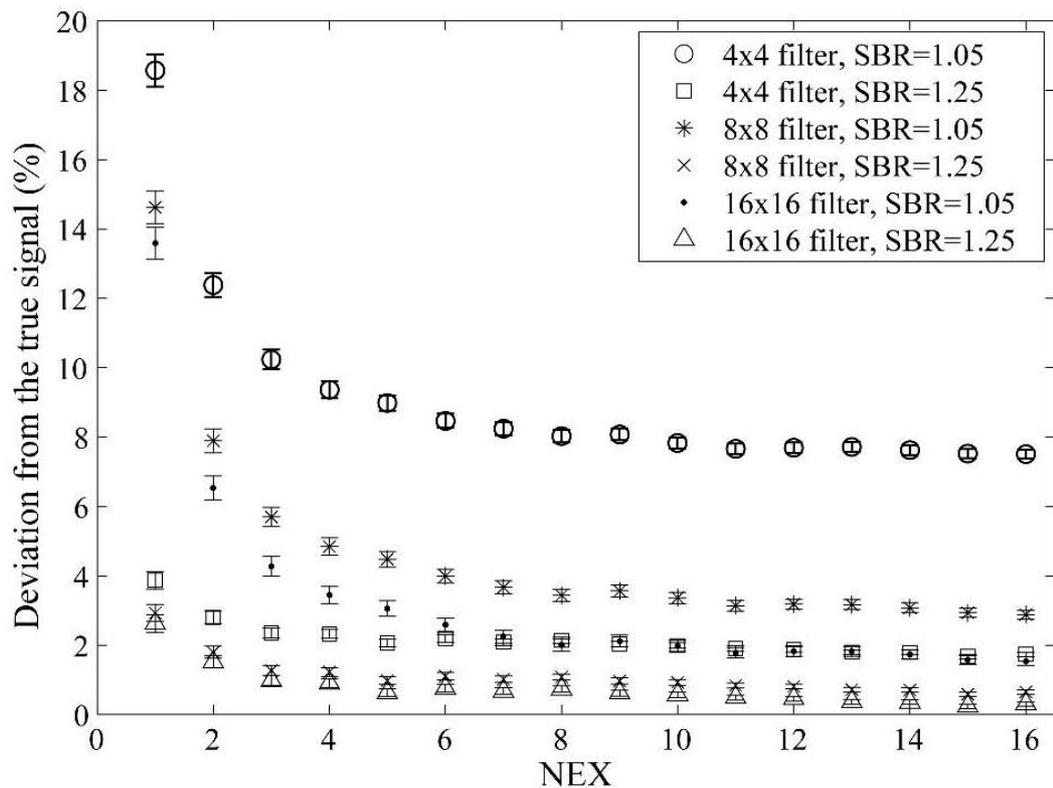


FIG. 4.1 – Variation of the measured signal level as a function of the NEX, for 4 x 4 pixels, 8 x 8 pixels, and 16 x 16 pixels phase low-pass filters kernels and for SBR of 1.25 and 1.05. Recombined images are computed using the SUPER-D with complex averaging method from synthetic data sets. The use of the SoS combination leads to an overestimation of the true signal by factors of, respectively, 71% and 168% for SBR of 1.25 and 1.05.

One expected limitation of the estimation of the phase from a low-pass filtered image is that, in the presence of a steep phase gradient, the estimated phase would not match the true phase. In this situation, the mismatch between the estimated

phase and true phase would lead to a degradation of the signal resulting from phase cancellation between channels and measurements. This effect can be observed on figure 4.2 a) for the SUPER-D combination in which the phase from a synthetic image with phase gradients from $-\pi$ to π over 4 pixels (32 cycles/FoV) is estimated with a 16 x 16 pixels low-pass filter. The actual inhomogeneities will depend on both the location of the phase gradients and the sensitivity profiles of the coils. Figure 4.2 b) shows the reconstruction obtained for the same synthetic image but with a phase estimation obtained with a 4 x 4 pixels filter. In this situation, a good signal homogeneity can be observed, and the positive bias with reference to the true signal level corresponds well with the results presented in figure 4.1 for a 4 x 4 pixels filter. Similar results can be observed on figure 4.2 c) where a 16 x 16 pixels phase filter was used to estimate the phase of an image with gradients from $-\pi$ to π over 16 pixels (8 cycles/FoV). For reference, figure 4.2 d) presents the SoS combination for the same image. An SBR of 1.05 was used for all four images.

This analysis of synthetic data illustrates that the size of the phase low-pass filter needs to be smaller than the steepest phase gradient in order to avoid phase cancellation. In all the real *in vitro* and *in vivo* DTI experiments we conducted, we never observed phase rolls faster than 2 cycles/FoV, which allowed us to use 16 x 16 pixels filters for all our images. However, in some conditions, for example in the presence of significant rotational motion, some steeper phase gradients are expected and the filter kernel size should be chosen accordingly. Figure 4.1 gives a good assessment of the noise floor reduction that can be achieved as a function of the filter size. Even for a 4 x 4 pixels filter, the noise floor is significantly reduced in comparison to the SoS combination method. Further details on the selection of the optimal filter can be found in [BLH02].

The second low-pass filter used in the SUPER-D combination method is employed in the estimation of the magnitude of the sensitivity profiles. The size of this filter should be large enough to create a smooth profile, which depends on the

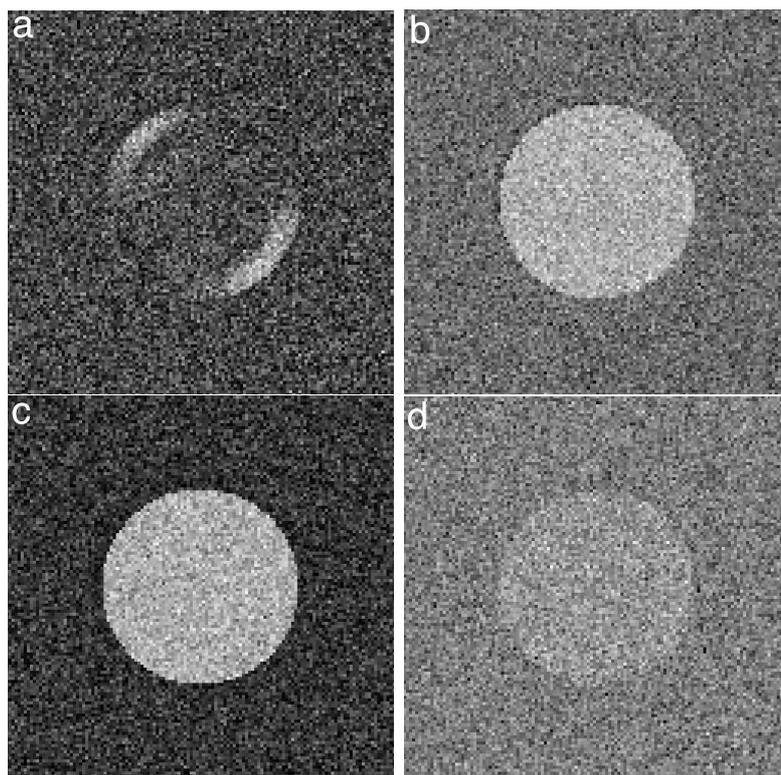


FIG. 4.2 – Synthetic images showing the effect of the phase filtering in the presence of steep phase gradients for the SUPER-D with complex averaging combination. a) 16 x 16 pixels phase filter kernel and phase gradients from $-\pi$ to π over 4 pixels. Strong phase cancellation artifacts are present. b) 4 x 4 pixels phase filter kernel and phase gradients from $-\pi$ to π over 4 pixels. No phase cancellation artifacts are apparent. The noise bias is significantly reduced in comparison to the SoS combination but is not as low as when a large phase filter can be used. c) 16 x 16 pixels phase filter kernel and phase gradients from $-\pi$ to π over 16 pixels. An almost optimal noise bias reduction is possible. d) SoS combination. The grayscale is optimized independently for each image and synthetic images were computed for an ideal 12-channel array coil. NEX = 16.

inhomogeneities of the original image used. However, it was found that the SBR of the image used for the estimation of the profile magnitude influences the validity of the profile. Effectively, if an image with an SBR close to 1 is used, the estimated magnitude of the sensitivity profile will be dominated by the presence of the noise floor. In this limit, the evaluated sensitivity profiles for all the channels will be approximately the same and all the channels will contribute to the same extent to the reconstructed image. However, in most array coils, some channels normally show a much higher signal contribution than others. The use of a high SBR image for the estimation of the sensitivity profiles magnitude allows more importance to be given to these channels and leads to a reconstructed image with a higher SNR and SBR. With the SUPER-D combination algorithm, an increase in SBR of up to 15 % has been observed when non-weighted images are used instead of diffusion weighted images. This benefit is even more noticeable at high b values.

It must be noted that, in the results presented in this paper, the advantage of using the SUPER-D combination method in comparison to the SoS is not significantly related to the use of a matrix of correlation between the coils. The elements of the standard Siemens 12-channel phased array head coil are effectively decorrelated, and only a few of them contribute significantly to the signal at a specific location. However, there can be a substantial benefit with more correlated phased array coils, which can be the case for antennas with a very large number of elements [MW05], [WTP⁺06].

Central profiles of diffusion weighted images of the uniform water phantom for two b values are presented in figure 4.3. The advantage of the complex combination of signals from the different channels for the SUPER-D method is evident from the higher SBR of the SUPER-D with magnitude averaging combination method in comparison to the SoS and increases with the b value. Moreover, the complex averaging of multiple measurements allows a further reduction of the noise bias, which can be assessed by comparing the SUPER-D profiles using magnitude ave-

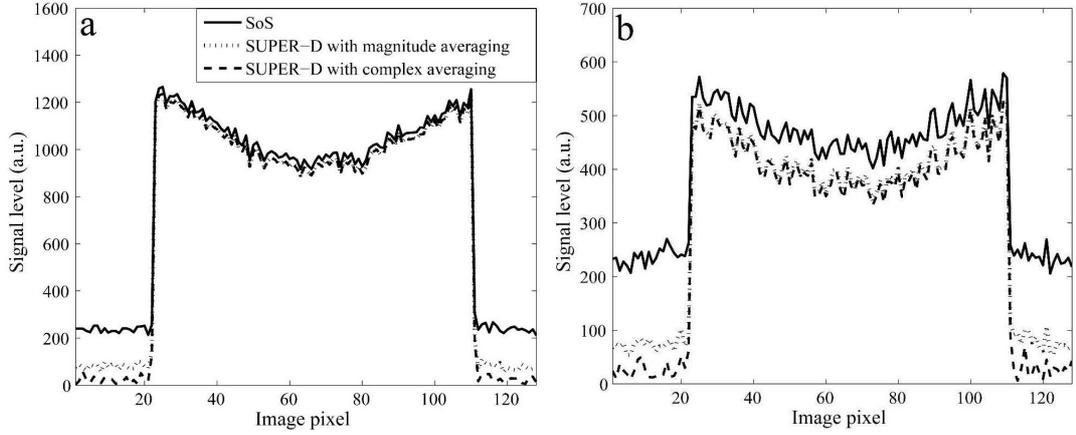


FIG. 4.3 – Central profiles of a diffusion weighted image using the different coils combination methods in a cylindrical water phantom. Results for the SoS, SUPER-D with magnitude averaging, and SUPER-D with complex averaging methods are shown. $NEX = 12$. a) b value of 500 s/mm^2 . b) b value of 1000 s/mm^2 .

raging with those using complex averaging. The extent of the achievable increase in SBR can be seen in figure 4.4 where diffusion weighted images are presented for b values of 2500 s/mm^2 and $10\,000 \text{ s/mm}^2$ for the SoS and SUPER-D with complex averaging combination methods. The b value of $10\,000 \text{ s/mm}^2$ was the highest permitted by the sequence we used. The observed decrease of the noise floor using the SUPER-D method in comparison to the SoS is very significant.

When a sufficiently large phase filter can be used, the SUPER-D method allows for a reduction of the mean of the noise floor by a factor close to $\frac{(2N-1)!!}{2^{(N-1)}(N-1)!}$ in comparison to the SoS method. Furthermore, the theoretical noise floor decrease for a complex averaging of n MR measurements should be proportional to $1/\sqrt{n}$. Figure 4.5 shows the decrease of the noise level in the phantom with the averaging of multiple measurements for the SUPER-D method for a b value of 1000 s/mm^2 . A reduction slower than $1/\sqrt{n}$ is observed since the noise distribution of $\mathbf{S}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{S}_{low}^*$ remains slightly biased, and is therefore not exactly Gaussian. Correlation between the channels could also contribute to this slower decrease.

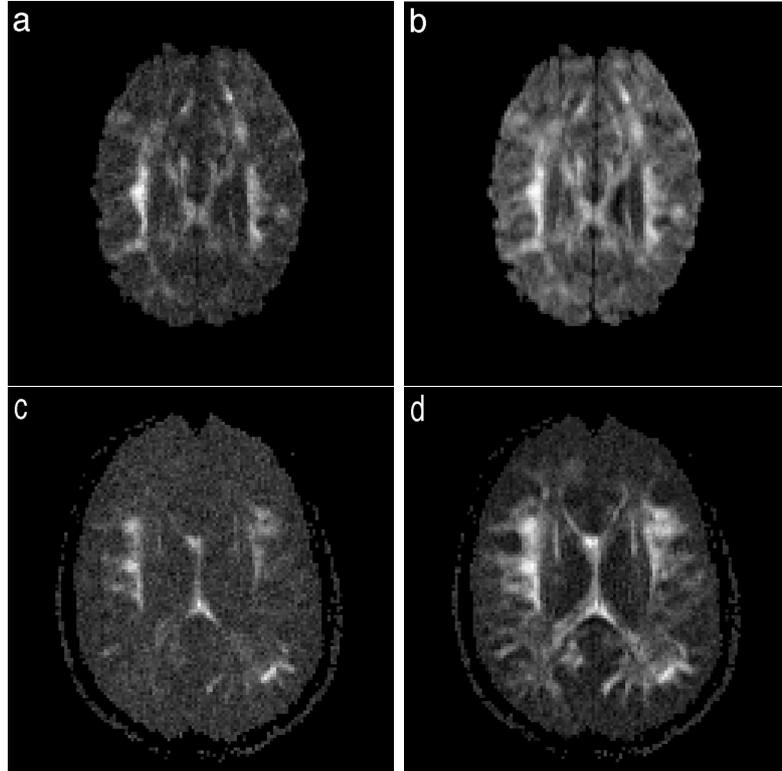


FIG. 4.4 – Diffusion weighted images using the SoS and SUPER-D with complex averaging combination methods in a volunteer’s brain. a) SoS and a b value of 2500 s/mm^2 (NEX = 128). b) SUPER-D and a b value of 2500 s/mm^2 (NEX = 128). c) SoS and a b value of $10\,000 \text{ s/mm}^2$ (NEX = 512). d) SUPER-D and a b value of $10\,000 \text{ s/mm}^2$ (NEX = 512). The grayscale is optimized independently for each image.

4.6.2 Impact of the combination method on the diffusion decay curves

As expected, the use of the SUPER-D combination method instead of the SoS method has a very significant influence on the diffusion decay curves. Using a homogeneous water phantom, we show in figure 4.6 a) that the SUPER-D with complex averaging combination method follows a mono-exponential decay (linear on a log-linear plot) up to a b value of 2500 s/mm^2 . If the phase behaviour of the images allows the use of a large filter, which was the case in the experiments we performed, the point at which the SUPER-D curve stops being mono-exponential depends essentially on the NEX averaged. Figure 4.6 b) exhibits similar results

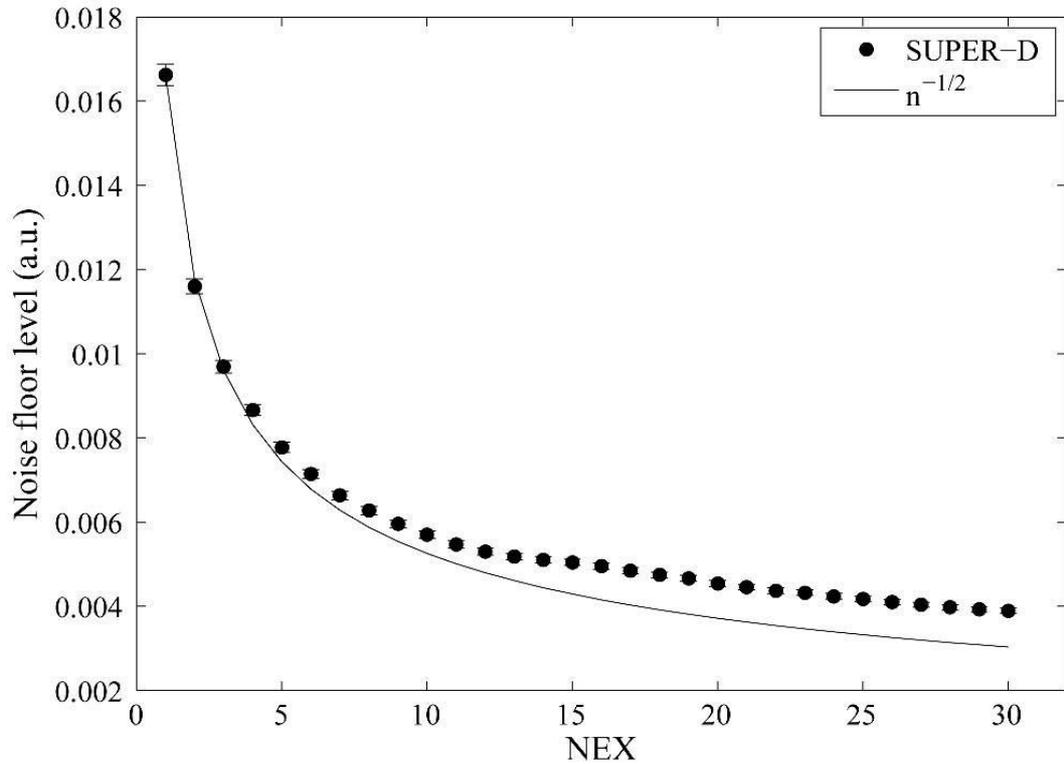


FIG. 4.5 – Level of the noise floor of a diffusion weighted image for a b value of 1000 s/mm^2 using the SUPER-D with complex averaging combination method as a function of the NEX. A 16×16 pixels phase filter was employed, which is the typical size of the filter we used *in vivo*.

within a white matter region (body of corpus callosum) in a volunteer's brain. In this case, the decay appears to follow a multi-exponential behaviour, a phenomenon often observed in white matter [CHM02], [MVM⁺04]. If a sufficient number of measurements are acquired, the noise floor could be reduced to an insignificant level and multi-exponential parameters could be estimated with good precision and accuracy.

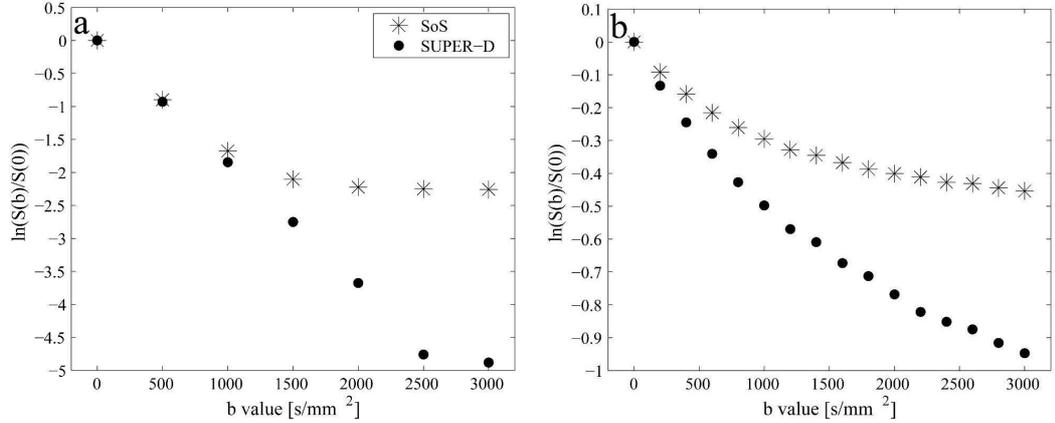


FIG. 4.6 – Diffusion decay curves for the SoS and SUPER-D with complex averaging combination methods a) In a uniform water phantom ($NEX = 32$). b) In the body of corpus callosum of a healthy volunteer’s brain ($NEX = 25$ for b values between 0 s/mm^2 and 1800 s/mm^2 and $NEX = 50$ for b values between 2000 s/mm^2 and 3000 s/mm^2). Errors bars are included in the size of the data points.

4.6.3 Impact of the combination method on the estimation of DTI parameters

To further compare our alternative combination method to the standard SoS combination, fractional anisotropy (FA) [BP96] maps were calculated from DTI data sets acquired from the brains of healthy volunteers. For the SoS combination, two different approaches were taken to evaluate the tensor at a given b value. The first, commonly known as the two point method, computes the ADC for each diffusion direction using only images acquired at $b = 0 \text{ s/mm}^2$ and at the desired b value. This method is widely used in DTI, but is also known to be very sensitive to the presence of a noise bias. The second approach employs a non-linear regression including a noise estimation parameter (NLNE), as proposed in [JB04]. That fitting procedure requires images acquired at intermediate b values, but has been shown to be very resistant to the presence of a noise bias.

Table IV.I presents FA values obtained using the three different approaches in a white matter ROI (body of corpus callosum), for b values of 500 s/mm^2 , 1000

s/mm^2 , and $2000 s/mm^2$, $NEX = 4$ and 12 diffusion directions. First, if a two point method is employed, the use of the SUPER-D combination leads to an increase in FA in comparison to the SoS method. This increase in FA becomes apparent at $b = 1000 s/mm^2$ and is even more significant at $b = 2000 s/mm^2$. At $b = 500 s/mm^2$ and $b = 1000 s/mm^2$, the FA values computed using a SoS combination with the NLNE fitting procedure match closely the values obtained with the SUPER-D method. The values obtained with the NLNE fitting also remain mostly constant as the b value is increased.

TAB. IV.I – Estimation and variation of fractional anisotropy and principal diffusion direction.

| Combination method | Parameter | Value \pm variation | | |
|---------------------|-----------|-----------------------|-----------------|-----------------|
| | | b value (s/mm^2) | | |
| | | 500 | 1000 | 2000 |
| SoS (Two point) | FA | 0.97 ± 0.02 | 0.88 ± 0.05 | 0.76 ± 0.05 |
| | Direction | $\pm 4.2^\circ$ | $\pm 6.0^\circ$ | $\pm 7.9^\circ$ |
| SoS (NLNE) | FA | 0.96 ± 0.02 | 0.96 ± 0.03 | 0.97 ± 0.03 |
| | Direction | $\pm 3.8^\circ$ | $\pm 5.6^\circ$ | $\pm 4.8^\circ$ |
| SUPER-D (Two point) | FA | 0.97 ± 0.02 | 0.96 ± 0.02 | 0.88 ± 0.03 |
| | Direction | $\pm 3.9^\circ$ | $\pm 5.4^\circ$ | $\pm 6.7^\circ$ |

For a white matter region (body of corpus callosum). The variation is estimated with a Jackknife resampling over the different diffusion directions. The tensors for the NLNE fitting procedure were computed from 8 b values and 100 noise estimation points.

The differences observed between the SUPER-D and SoS combinations for the two point method are directly related to the decrease of the noise floor allowed by the SUPER-D algorithm. The presence of a noise floor will have an influence on the estimation of FA in any tissue where the diffusion along one or more orientations is sufficiently important that the signal comes close or reaches the noise floor. In an anisotropic medium such as white matter, the diffusion signal along the principal

diffusion direction will be much more affected by the presence of a high noise floor in comparison to the signal acquired with a diffusion gradient oriented parallel to a low diffusivity direction. Limiting the estimated diffusion along highly diffusive directions will lead to an underestimation of the real anisotropy in the presence of a high noise floor. For example, the lower FA at $b = 2000 \text{ s/mm}^2$ for the SUPER-D algorithm indicates that more complex averaging would be required to reduce the noise bias to a negligible level for that b value.

This underestimation of the real anisotropy in the presence of a significant noise floor (generally observed at high b values or high spatial resolution) has been reported in [JB04] from results obtained with Monte-Carlo simulations. It has been proposed that the influence of the noise bias can be assessed by computing the full ADC profile for a given region. Figure 4.7 presents projections of 3D ADC profiles in white matter for the SUPER-D with complex averaging and SoS methods for a b value of 1000 s/mm^2 , $\text{NEX} = 4$, and 60 gradient directions. For the SoS combination, ADC profiles computed with the two point method and with the NLNE fitting procedure are shown.

The ADC profile for the SoS combination with the two point method appears to be greatly influenced by the noise bias, as the estimated ADC along almost every direction is underestimated. In comparison, the profiles for the SUPER-D combination and the SoS method with NLNE fitting are very similar. Since the efficiency of the NLNE algorithm has already been demonstrated [JB04], the close match of the profiles indicates that the noise floor reduction obtained with the SUPER-D combination allows the computation of an accurate diffusion tensor estimate. The two profiles show only a slight deviation along the short axis of the profiles. It was observed that the convergence of the NLNE fitting for these directions is more influenced by the number of points used in the fitting procedure (8 signal points and 100 noise estimation points for the presented profiles) and we therefore believe that the profile computed with the SUPER-D algorithm is slightly more accurate

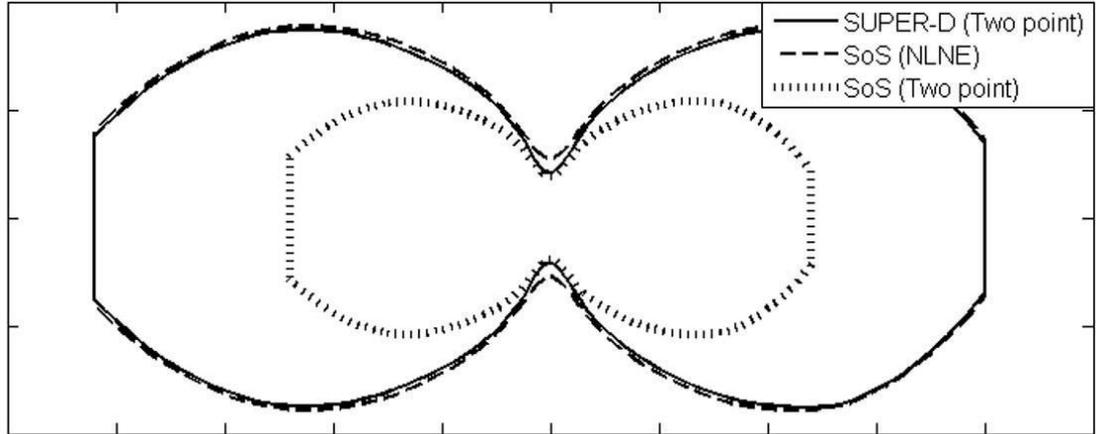


FIG. 4.7 – Projections of 3D ADC profiles in a white matter ROI (body of corpus callosum). Profiles are presented for the SoS combination with tensor estimation using the two point method and using the NLNE fitting approach and for the SUPER-D combination using the two point method. 60 non-collinear diffusion directions at a b value of 1000 s/mm^2 were used and the data is an average of 4 measurements. The profiles are smoothed and their square edges arise from the limited number of acquired diffusion directions.

for the example shown. A better implementation of the NLNE algorithm might reduce this deviation.

To further assess the validity of the estimated parameters, the variation of FA and principal diffusion direction were evaluated by the means of a Jackknife method [Tuk58], with resampling over the different diffusion directions. To estimate the principal diffusion direction variation, the approach proposed in [BP00] and [Jon03] was employed. Because of the small number of subsamples, it is arduous to extract absolute statistical parameters from this resampling technique and the variability of a given parameter is then defined as the maximal deviation from the mean, with care being taken to eliminate obvious outliers. As our objective is to compare the alternative combination methods, this subsampling technique is a reliable tool for discrimination.

The results show that using the SUPER-D combination reduces the variation of the estimated FA and principal diffusion direction in comparison to the SoS com-

bination with the two point method. This reduction in variation indicates a higher coherence between the information contained in the images acquired for different diffusion directions. This is consistent with the fact that the relative contribution of the noise floor to the signal is not the same for all diffusion directions; the images with a signal level close to the noise floor being much more biased. As expected, it is also observed that variation increases for high b values, i.e., when the signal comes close to or reaches the noise level. The variation for the SoS combination with NLNE fitting appears comparable to the one obtained with the SUPER-D combination.

4.7 Discussion and conclusion

The SUPER-D combination method is an extension of the SUPER algorithm proposed in [BLH02]. Our alternative combination method includes the correlation between the coils and uses non-weighted images with high SNR to improve the estimation of the sensitivity profiles of the coils. Among other combination methods, an alternative technique called *Adaptive Reconstruction* [WGM00] could theoretically lead to a reduction of the noise floor comparable to the one obtained with the SUPER-D method. To our knowledge, the application of this combination technique to DTI has not been thoroughly investigated. With the use of this method, the only reported outcome is an increase in the number and length of fibre tracts [BJW⁺06]. This outcome is probably directly linked to an increase in FA, which was also observed with the SUPER-D method. Furthermore, the authors do not emphasize the use of complex averaging of multiple measurements which could explain that the reported lowering of the noise floor remains limited in comparison to the results presented in this paper. In our opinion, the SUPER-D combination method appears more intuitive and easier to implement than the *Adaptive reconstruction* method and leads to a limited increase in reconstruction time in comparison to the SoS method.

The results presented in this paper indicate that the SUPER-D combination using the two point method allows the computation of DTI parameters with an accuracy similar to that obtained with a SoS combination and using a NLNE fitting procedure for the tensor estimation. The choice between the two approaches will depend primarily upon the intended application. For applications in which only one or few b values are needed, the SUPER-D method will generally lead to a shorter scan time, since only images at the desired b value and $b = 0$ s/mm² are needed. To compute the accurate ADC profile presented in figure 4.7, the averaging of only 4 measurements at $b = 1000$ s/mm² for each direction and one $b = 0$ s/mm² image were required. Also, the SUPER-D method offers the advantage of being directly applied on individual images during the reconstruction, resulting in a significant reduction in the amount of post-processing needed. The SUPER-D method would also be particularly efficient with the use of an array coil with a large number of channels, because less averaging would be needed to obtain the same noise floor reduction. Conversely, as NLNE fitting requires the acquisition of intermediate b values, this approach appears particularly suited to applications in which many b values must be acquired, such as the study of diffusion decay. Finally, even if the benefit of a hybrid approach has not been verified, the SUPER-D combination method could easily be combined with a NLNE tensor estimation, as the two methods do not interfere.

The bootstrap is a statistical method often employed to assess the quality of DTI data sets [BJ02], [PB03], [HHS⁺04]. However, in the present case, this approach could not be employed to discriminate between the alternative combination methods. Since the bootstrap method is based on the substitution of images from different repeated measurements, the variation in the estimated parameter arises from the fluctuation of the noise around a given mean. Using the SUPER-D combination method instead of the SoS technique results in a significant decrease of the mean of the noise but does not reduce its standard deviation. For that reason,

no significant differences could be shown between the two combination methods by the means of a bootstrap analysis. The wild bootstrap approach [CLH06] should be sensitive to a reduction of the noise floor, but was not implemented in this study.

This important distinction between the roles played by the standard deviation and the mean of the noise leads to two distinct effects of the presence of noise in diffusion tensor images. First, when the signal level is sufficiently above the noise floor, the estimated mean value of the signal over a given ROI is a good representation of the real MR signal and the contribution of the noise floor is negligible. In this situation, an increase in the standard deviation of the noise will lead to the well-documented phenomenon of eigenvalue repulsion [MPH⁺99], [BP00] leading to an increase in the measured anisotropy. However, in the opposite situation, where the signal comes close or reaches the noise floor, a second effect occurs, where the limitation of the measured diffusion along high diffusivity directions will instead lead to a decrease in anisotropy. This phenomenon is generally observed at high b values or at high spatial resolution. The contributions of these two competing effects when estimating anisotropy vary following the parameters used, as reported in [JB04].

As the SUPER-D method lowers the noise floor but does not significantly change the standard deviation of the noise, the use of this combination method instead of the SoS technique allows us to significantly reduce the influence of the noise when the signal is close to the noise floor level. With the b values and the spatial resolutions used in this paper, the effect of underestimation of the real anisotropy caused by the contribution of the noise floor to the measured signal was clearly dominant over the eigenvalue repulsion phenomenon. Under these conditions, this combination technique leads to a better estimate of the real anisotropy characteristics of the tissues.

The results presented in this paper act as a further confirmation that the presence of a high noise bias can have strongly detrimental effects when estimating

major DTI parameters. For example, the significant underestimation of FA at high b values observed for the traditional SoS combination technique emphasizes that care needs to be taken when comparing values computed from images acquired at different noise levels or different b values. The SUPER-D combination method is an efficient and simple way to reduce the noise bias. If scan time is not a limitation, the complex averaging of multiple measurements allowed by the SUPER-D method can lead to a reduction of the noise bias to a negligible level even at high b values and high spatial resolution. In more clinical settings, the improvement in signal-to-background ratio appears notable even for array coils with few elements and for a small amount of data averaging.

4.8 Acknowledgments

The authors would like to thank Jennifer Campbell of McGill University and Lawrence L. Wald of the A.A. Martinos Center for Biomedical Imaging for their suggestions and comments. Special thanks to Rick Hoge and Pamela Welch for the final revision of the manuscript.

CHAPITRE 5

DÉVELOPPEMENTS SUBSÉQUENTS À LA PUBLICATION DE L'ARTICLE DANS LE PROJET DE COMBINAISON DES SIGNAUX

Bien que les points primordiaux de la théorie et des applications de la méthode SUPER-D aient été présentés dans l'article composant le chapitre précédent, divers développements et optimisations ont eu lieu après la soumission de cet article. En premier lieu, l'utilisation d'une méthode d'imagerie parallèle dans le cadre d'une séquence de diffusion de type écho-planaire présente différents bénéfices [BEN⁺07]. En particulier, la réduction de la longueur du train de lecture permet des gains en rapport S/B ainsi que la réduction d'artefacts de susceptibilité et d'effets hors résonance. Dans cette optique, la méthode SUPER-D a été combinée à une reconstruction faisant appel à la méthode d'imagerie parallèle GRAPPA [GJH⁺02] et la combinaison de ces deux méthodes de reconstruction a été étudiée à l'aide de simulations et d'acquisitions *in vivo*. Les bénéfices de la méthode SUPER-D sont particulièrement importants lors de l'utilisation d'imagerie parallèle car le comportement du bruit dans les images est difficile à décrire analytiquement sous ces conditions. Ainsi, l'utilisation de techniques statistiques afin de réduire l'effet quantitatif du niveau plancher de bruit [DHS01], [KB06] ne mène pas à des résultats fiables et la méthode SUPER-D apparaît comme une alternative particulièrement intéressante. Les résultats de cette investigation ont été présentés lors du congrès annuel de l'*International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (ISMRM) 2008 et le résumé présenté est reproduit.

Dans un autre ordre d'idées, des développements concernant l'utilisation de filtres polynomiaux plus robustes aux variations spatiales de phase ainsi que des détails concernant l'implémentation pratique de la méthode SUPER-D sont présentés.

5.1 Résumé : Noise Bias Reduction and Parallel Imaging for the Measurement of Diffusion Decay

Guillaume Gilbert, Georges A. Haddad, Gilles Beaudoin

5.1.1 Contributions des auteurs

Guillaume Gilbert

- Idée originale du projet
- Participation à l'ensemble des mesures expérimentales
- Implémentation des méthodes de reconstruction
- Réalisation des simulations numériques
- Analyse des résultats
- Rédaction du résumé

Georges A. Haddad

- Participation à certaines mesures expérimentales
- Implémentation de la méthode de correction du bruit DHS
- Implémentation de la méthode de régression bi-exponentielle
- Révision du résumé

Gilles Beaudoin

- Direction générale du projet
- Participation à certaines mesures expérimentales
- Révision du résumé

5.1.2 Abstract

In this abstract, we investigate the applicability of a noise bias reduction method for the accurate measurement of diffusion decay. This method, based on an improved combination of signals from array coils and complex averaging, is used in conjunction with standard imaging and GRAPPA parallel imaging. While some statistical

noise bias correction methods developed for standard imaging are no longer exact when parallel imaging is used, this approach is shown to provide an accurate estimation of bi-exponential diffusion parameters, even when combined with GRAPPA parallel imaging.

5.1.3 Introduction

The presence of an important magnitude noise bias is known to have very detrimental effects on diffusion measurements in general [JB04], and in particular on the estimation of diffusion decay. Over the last years, different correction approaches were proposed to reduce or eliminate the influence of the noise bias [GP95], [KB06], [DHS01]. A recent signal combination method was shown to significantly improve the accuracy of the estimates of several diffusion tensor imaging (DTI) parameters in the presence of an important noise bias [GSB07]. The present work studies the application of this correction method for the estimation of bi-exponential diffusion decay parameters. Furthermore, as parallel imaging appears as a very interesting alternative to reduce both scan time and artefacts in diffusion experiments [BEN⁺07], the extension of the method to GRAPPA parallel reconstruction is evaluated.

5.1.4 Methods

An in vivo diffusion data set of a healthy volunteer’s brain was acquired for 17 equidistant b values from 0 s/mm² to 4000 s/mm² and 3 orthogonal diffusion directions. The measurements were repeated 25 times for b values lower than 2000 s/mm² and 50 times for b values of 2000 s/mm² and higher. A diffusion-weighted single-shot EPI sequence was used with both a standard (unaccelerated) reconstruction and a GRAPPA reconstruction with an acceleration factor of 2. A commercial 12-channel head coil was used for all measurements.

All images were reconstructed using both a standard sum-of-squares (SoS) com-

bination and the alternative algorithm (SUPER-D) proposed in [GSB07]. This method makes use of an improved combination of signals from the array coil and complex averaging to reduce the noise bias. To act as a reference, the standard SoS images were also corrected using the statistical method (DHS) proposed in [DHS01], which was extended to take into account the noisy signal distribution of SoS images. The corrected diffusion decay curves were fitted to a bi-exponential model. The estimated diffusion parameters were then employed to generate synthetic diffusion images, having the same signal-to-noise ratio as the in vivo images, to allow a better estimation of the precision and accuracy of the different noise bias corrections.

5.1.5 Results and Discussion

Figure 5.1 presents the in vivo diffusion decay curves obtained for both standard and GRAPPA reconstructions, for a region-of-interest in the body of corpus callosum. For the standard reconstruction, the SUPER-D and DHS methods lead to very similar results. However, significant differences appear between the two approaches when a GRAPPA reconstruction is used. Figure 5.2 illustrates the results obtained from the synthetic diffusion data sets. For the standard reconstruction, the SUPER-D and DHS methods allow a correct estimate of the true diffusion decay. In the case of the GRAPPA reconstruction, the SUPER-D method also gives an accurate estimation of the true diffusion signal. However, the accuracy of the DHS method suffers from the fact that the statistical distribution of the signal in GRAPPA images depends on both the coils geometry and the imaged object. Particularly, the DHS approach makes the hypothesis of spatially homogenous noise, which hypothesis does not generally hold for parallel imaging. The accuracy and precision of the two correction methods can be assessed from the simulation results presented in table V.I. As illustrated by the behaviour of the DHS method in the case of the GRAPPA reconstruction, the statistical correction methods developed for standard imaging [GP95], [KB06], [DHS01] will generally not work when pa-

TAB. V.I – Fitted diffusion parameters obtained from numerical simulations. Simulated parameters : $f_1 = 0.69$, $D_1 = 1.28 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $D_2 = 2.30 \times 10^{-4} \text{ mm}^2/\text{s}$.

| Correction | Bi-exponential parameter | Reconstruction | |
|------------|--|-----------------|-----------------|
| | | Standard | GRAPPA |
| DHS | f_1 | 0.70 ± 0.09 | 0.64 ± 0.05 |
| | $D_1 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$ | 1.2 ± 0.4 | 1.2 ± 0.2 |
| | $D_2 (\times 10^{-4} \text{ mm}^2/\text{s})$ | 2.8 ± 0.9 | 1.7 ± 0.2 |
| SUPER-D | f_1 | 0.68 ± 0.02 | 0.68 ± 0.05 |
| | $D_1 (\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$ | 1.30 ± 0.09 | 1.3 ± 0.2 |
| | $D_2 (\times 10^{-4} \text{ mm}^2/\text{s})$ | 2.3 ± 0.2 | 2.3 ± 0.2 |

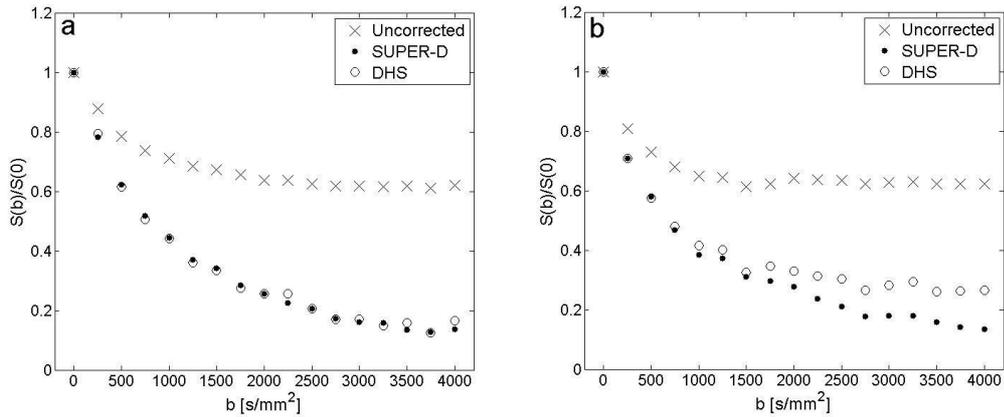


FIG. 5.1 – In vivo diffusion decay. a) Standard reconstruction. b) GRAPPA.

parallel imaging is employed. Inversely, as the SUPER-D method does not rely on an explicit description of the signal distribution and does not make the hypothesis of spatially homogenous noise, the use of the GRAPPA reconstruction does not appear to affect the accuracy of the method.

However, it is important to place emphasis on the fact that the SUPER-D method is accurate only if a sufficient number of repeated measurements are available. If scan time limitations do not allow the acquisition of a sufficient number of measurements and if parallel imaging is not used, the DHS method generally leads to

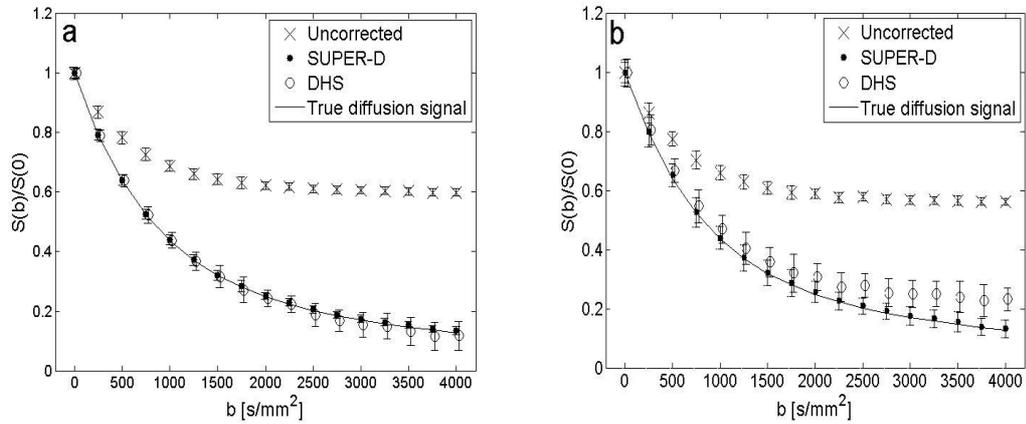


FIG. 5.2 – Simulated diffusion decay. a) Standard reconstruction. b) GRAPPA.

a more accurate correction.

5.1.6 Conclusion

The presented results illustrate that the SUPER-D combination method can provide accurate estimates of bi-exponential diffusion parameters, for both standard and GRAPPA reconstructions. While other correction algorithms were developed for standard imaging, the SUPER-D method appears to provide a distinctive opportunity when GRAPPA parallel imaging is used.

5.2 Filtrage polynomial d'ordre supérieur

Tel que mentionné dans l'article présenté [GSB07] ainsi que dans la présentation de la méthode SUPER [BLH02], cette méthode de combinaison des signaux est susceptible d'engendrer un phénomène de destruction du signal par interférence destructive si la phase des profils de sensibilité estimés ne correspond pas à la phase réellement observée dans les images provenant des différents canaux. Par ailleurs, tel que mentionné précédemment, les séquences de diffusion du type écho-planaire sont particulièrement sujettes à présenter une variation spatiale rapide de la phase, pouvant notamment être causée par des mouvements du sujet. Ce compor-

tement explique pourquoi plusieurs mesures répétées ne peuvent pas simplement être moyennées dans le domaine complexe, comme il est généralement coutume pour une majorité de séquences.

Une méthode simple et efficace pour éviter la destruction du signal par interférence destructive lors du moyennage complexe de plusieurs images reconstruites selon la méthode SUPER-D est d'utiliser un filtre moyenneur ou médian possédant un noyau plus petit [GSB07]. Cette méthode se montre généralement très efficace mais possède le compromis que l'utilisation d'un filtre ayant un noyau plus petit entraînera une décroissance du niveau plancher de bruit plus faible, tel qu'illustré par la figure 4.1. Pour cette raison, une technique de filtrage polynomiale, utilisée pour le calcul des profils de sensibilité pour la méthode SENSE [PWSB99] a été intégrée à la reconstruction SUPER-D afin d'offrir une alternative dans les situations sujettes à des artefacts d'interférence destructive. Cette méthode de filtrage est rapportée comme étant robuste aux variations rapides de signal.

Selon cette méthode, un polynôme bidimensionnel de degré P est ajusté aux données bruitées selon

$$p(x, y) = \sum_{l,m=0}^P c_{l,m} (x - x_0)^l (y - y_0)^m, \quad (5.1)$$

où x_0 et y_0 sont les coordonnées cartésiennes du pixel d'intérêt. Les coefficients $c_{l,m}$ sont données par la minimisation du carré de la différence entre le polynôme et l'image brute, ce qui mène à $(P + 1)^2$ équations définies comme

$$\sum_{l',m'=0}^P c_{l',m'} A_{ll'mm'} = f_{lm}, \quad (5.2)$$

où

$$A_{ll'mm'} = \sum_{x,y} w(x, y) (x - x_0)^{l+l'} (y - y_0)^{m+m'}, \quad (5.3)$$

$$f_{lm} = \sum_{x,y} w(x,y) s_{x,y} (x-x_0)^l (y-y_0)^m, \quad (5.4)$$

où $s_{x,y}$ représente le signal bruité de l'image d'intérêt pour le pixel (x,y) . La pondération $w(x,y)$ indique l'importance accordée à chaque pixel voisin du pixel d'intérêt dans la détermination du polynôme. Cette pondération est donnée par une fonction de distance gaussienne selon

$$w(x,y) = e^{-((x-x_0)^2+(y-y_0)^2)} \phi_{x,y}, \quad (5.5)$$

où $\phi_{x,y}$ est une fonction seuil, prenant la valeur 0 ou 1, indiquant quels pixels doivent être considérés pour le calcul du profil de sensibilité au point (x_0,y_0) .

L'implémentation en Matlab (The MathWorks, Natick, États-Unis) puis en C++ de cette technique de filtration à été réalisée par Mark Boisjoli dans le cadre d'un projet PHY3030 du département de physique de l'Université de Montréal, sous la supervision de Guillaume Gilbert et Gilles Beaudoin. Ces implémentations, dérivées du code source provenant du *toolbox* PULSAR [JSR07], ont par la suite pu être intégrées aux codes réalisant la combinaison SUPER-D.

5.3 Implémentation pratique de la méthode

L'algorithme de combinaison SUPER-D a initialement été implémenté dans le format Matlab (The MathWorks, Natick, États-Unis). Étant donné que les données fréquentielles complexes sont nécessaires afin de procéder à la combinaison des canaux, l'algorithme a été combiné à un programme effectuant une reconstruction à partir des données brutes (fichiers *meas.out* et *meas.asc* sous SYNGO VB11 et *meas.dat* sous SYNGO VB15) provenant d'une séquence écho-planaire de diffusion réalisée sur un appareil de résonance magnétique de Siemens (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Allemagne). Cette reconstruction simple inclut un processus d'alignement des lignes écho-planaires par une correction de phase du premier ordre,

un algorithme de correction afin de compenser pour la portion de l'échantillonnage effectuée durant les rampes du gradient de lecture et diverses étapes de filtration. La qualité de l'image finale est similaire à celle obtenue par la reconstruction standard de Siemens. Le programme effectue la combinaison SUPER-D des canaux ainsi que le moyennage complexe des mesures multiples et sauvegarde les données sous le format DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*, NEMA, Rosslyn, États-Unis). Par la suite, cette implémentation sous Matlab a également été

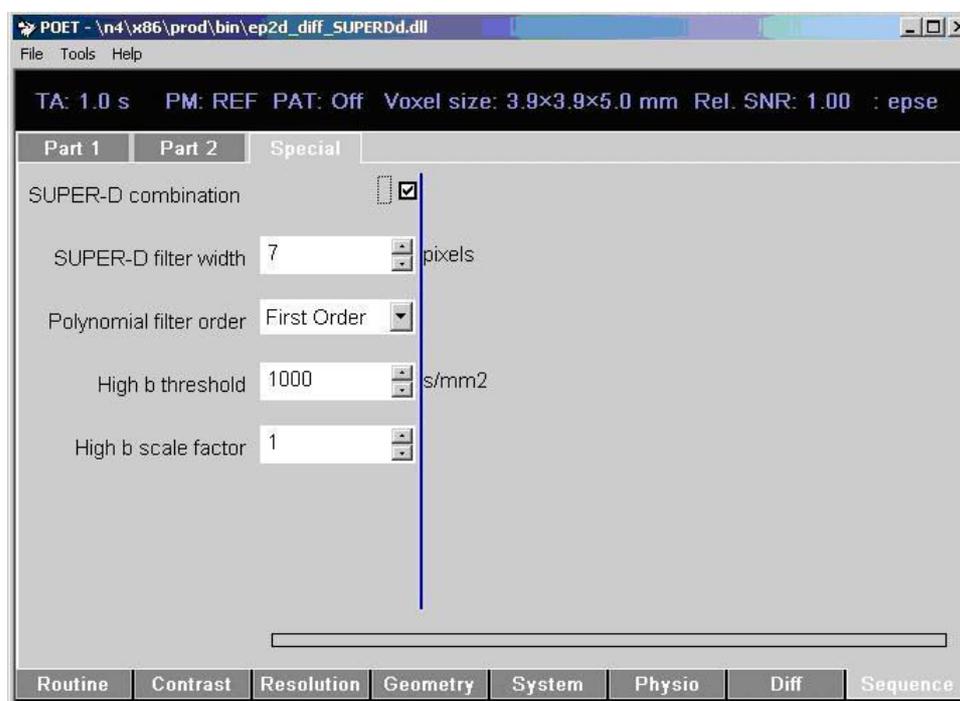


FIG. 5.3 – Interface graphique permettant d'avoir accès aux paramètres de la reconstruction SUPER-D dans l'environnement Siemens SYNGO VB15.

combinée avec une reconstruction GRAPPA [GJH⁺02] afin de pouvoir bénéficier conjointement des bienfaits de l'imagerie parallèle et de la combinaison SUPER-D. L'implémentation GRAPPA utilisée a été implémentée à partir du code provenant du *toolbox* PULSAR [JSR07]. Cette implémentation est différente de celle réalisée par l'algorithme standard de Siemens, mais donne des résultats d'une qualité comparable.

Dans une dernière étape, l'algorithme SUPER-D a également été implémenté dans l'environnement ICE (Image Calculation Environment) de Siemens, sous l'environnement SYNGO VB15. Cette implémentation, réalisée en C++, permet de procéder à la combinaison SUPER-D directement sur la console de l'appareil d'imagerie par résonance magnétique. Il s'agit d'un gain considérable, car les fichiers de données brutes qui devaient préalablement être transférés de l'appareil pouvaient atteindre plusieurs giga-octets pour une étude de diffusion tensorielle classique. De plus, cette implémentation est directement compatible avec la reconstruction GRAPPA implémentée par Siemens et est également beaucoup plus rapide au niveau du temps de calcul. La figure 5.3 présente l'interface spéciale permettant d'avoir accès aux paramètres de la reconstruction SUPER-D dans l'environnement SYNGO VB15.

CHAPITRE 6

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE INTRAVASCULAIRE ET D'INTERVENTION

Le présent chapitre effectue un survol de la spécialité de la radiologie d'intervention afin de servir d'introduction à une description détaillée de l'application émergente qu'est l'intervention guidée par résonance magnétique. Plus particulièrement, les avancées technologiques et conceptuelles réalisées afin de faciliter l'exécution d'interventions vasculaires sous imagerie par résonance magnétique sont présentées. Par la suite, le domaine de l'imagerie par résonance magnétique intravasculaire et la problématique de l'imagerie à l'intérieur d'endoprothèses vasculaires métalliques sont abordés afin de mettre en contexte les résultats et analyses contenus dans les articles formant les deux prochains chapitres [GSB09], [GSB].

6.1 Radiologie d'intervention vasculaire et angioplastie rénale

De façon générale, la radiologie d'intervention regroupe l'ensemble des opérations réalisées à l'aide d'instruments insérés à l'intérieur du corps humain par une incision et visualisés à l'aide d'une technique d'imagerie médicale [Tho97]. Les interventions réalisées sont généralement sous-divisées en procédures vasculaires (angioplasties et embolisations) ou non-vasculaires (biopsies, drainages, poses de filtres, extractions, ...) selon la structure anatomique ciblée. La fréquence de ces interventions a beaucoup augmenté avec le développement de nouvelles techniques d'imagerie et celles-ci permettent aujourd'hui d'éviter des opérations invasives dans plusieurs cas. Par ailleurs, étant donné que la période d'hospitalisation est généralement beaucoup plus courte pour une intervention réalisée en radiologie que pour une opération traditionnelle, ces techniques sont très favorisées afin de réduire les coûts.

Bien que plusieurs modalités d'imagerie peuvent être utilisées en cours de pro-

cessus, la portion thérapeutique de l'intervention est généralement réalisée sur un appareil de fluoroscopie par rayons X possédant une géométrie en C (*C-arm*). Ces appareils permettent de réaliser des images de projection selon une orientation pouvant facilement être modifiée selon les besoins. De plus, plusieurs appareils modernes permettent la reconstruction tomographique de volumes à partir de projections réalisées sous plusieurs orientations [EOMH07], [WKG+08]. Les instruments insérés à l'intérieur des patients sont visualisés directement dans les images acquises en raison d'une différence de radio-opacité entre ceux-ci et les tissus humains. Cependant, étant donné que le contraste entre les tissus mous demeure faible pour des rayons X de cette énergie (kV), l'injection d'un agent de contraste iodé est généralement nécessaire afin de visualiser le système vasculaire ou une autre région d'intérêt.

Parmi les interventions vasculaires pratiquées de façon régulière, l'angioplastie rénale est une procédure visant la dilatation d'une sténose située dans une artère rénale. La présence d'une sténose (rétrécissement du diamètre) dans une artère rénale est souvent associée à des symptômes d'hypertension artérielle et/ou d'insuffisance rénale [SDO07]. De façon générale, de 70 % à 90 % des sténoses rénales sont associées à des dépôts sclérotiques dans la partie proximale de l'artère rénale. La majorité des patients souffrant de cette affection présentent des facteurs de risque associés à l'athérosclérose tels que le tabagisme, le diabète, un taux de cholestérol sanguin élevé ou des antécédents familiaux. Par ailleurs, de 10 % à 30 % des patients traités pour une sténose rénale souffrent plutôt de dysplasie fibromusculaire, une maladie congénitale qui implique généralement des sténoses multiples dans les deux tiers distaux d'une artère rénale. Cette maladie affecte principalement des jeunes femmes, mais peut également être rencontrée chez des hommes et des femmes plus âgées. Plusieurs modalités d'imagerie sont régulièrement mises à contribution lors du diagnostic d'une sténose rénale et lors de la prise de décision concernant la réalisation d'une angioplastie. De façon générale, lors de la suspicion

d'une sténose rénale chez un patient souffrant d'hypertension et d'athérosclérose, la première étape consiste à réaliser un examen d'échographie visant à visualiser l'embouchure des artères rénales. Suite à cet examen, les patients chez qui on suspecte une sténose peuvent être référés directement pour une angioplastie si les bénéfices d'une revascularisation sont jugés assez importants. Dans les situations où le diagnostic est moins évident et chez les patients souffrant d'insuffisance rénale, on procède souvent à une angiographie par tomographie par rayons X ou à une angiographie par résonance magnétique afin de mieux estimer les risques et les bénéfices d'une éventuelle intervention thérapeutique. L'angioplastie rénale est généralement prescrite chez les patients présentant une sténose importante (plus de 50 % d'occlusion) et chez qui l'hypertension est difficilement contrôlable par médication. En moyenne, environ une cinquantaine de patients sont traités annuellement pour une angioplastie rénale dans les hôpitaux du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM).

De façon traditionnelle, la dilatation d'une sténose est réalisée à l'aide d'un cathéter de type ballon. Ce cathéter, dont une portion peut être gonflée, est inséré de façon à traverser la sténose en suivant un guide de cathéter à extrémité souple ayant préalablement franchi la zone à traiter. Ce guide de cathéter est composé d'un alliage métallique permettant une bonne visualisation par fluoroscopie ainsi que des propriétés mécaniques permettant de bien diriger l'instrument vers la structure d'intérêt. Dans le cas d'une angioplastie rénale, le diamètre de ce guide varie généralement entre 0.36 mm et 0.9 mm, selon le degré d'occlusion de la sténose à franchir. Une fois le cathéter convenablement placé à l'intérieur de la sténose, celle-ci est dilatée par le gonflement du ballon. Habituellement, la dilatation d'une artère rénale principale s'effectue avec un ballon de 6 mm de diamètre, alors qu'une artère rénale secondaire peut être dilatée avec un ballon de 3 mm ou 4 mm. La figure 6.1 illustre l'extrémité distale d'un cathéter ballon classique.

Dans le cas de l'échec technique (présence d'une sténose résiduelle de plus de 30

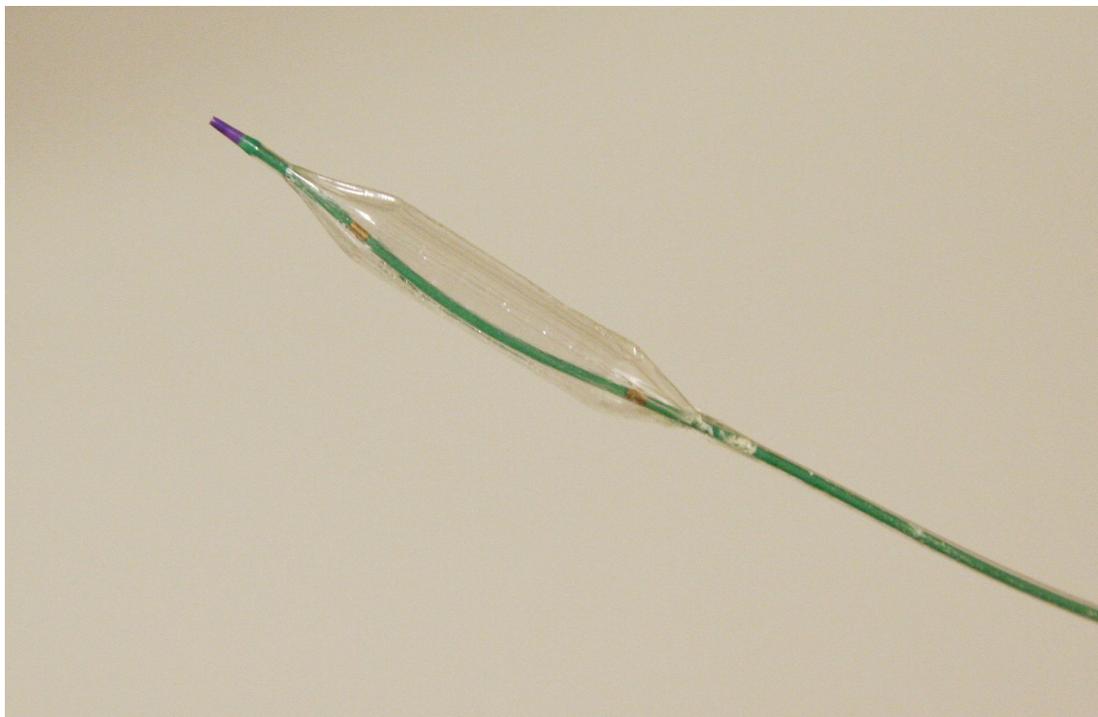


FIG. 6.1 – Extrémité distale d'un cathéter ballon (Express, Boston Scientific, Natick, États-Unis)

%) d'une angioplastie rénale simple, on procède généralement à l'insertion d'une endoprothèse métallique visant à maintenir la sténose dilatée. Ce tuteur métallique est inséré de façon rétracté sur un cathéter de type ballon et est dilaté par le gonflement du ballon. Il a été démontré que l'implantation d'un tuteur permet d'augmenter le taux de succès technique (de 57 % sans endoprothèse à 88 % avec endoprothèse) et de réduire le taux de resténose (de 48 % sans endoprothèse à 14 % avec endoprothèse) [vKB⁺99]. Le taux de complication d'une angioplastie rénale avec ou sans endoprothèse est estimé à environ 11 % avec un taux de décès lié à l'intervention de l'ordre de 1 %.

Par ailleurs, une autre modalité d'imagerie parfois mise à contribution dans le cadre de la réalisation d'une angioplastie est l'échographie intravasculaire [NY01], [MR00]. Cette modalité consiste en l'utilisation d'une sonde à ultrasons intégrée à un cathéter pouvant être inséré dans les vaisseaux d'intérêt, en utilisant généralement

la fluoroscopie par rayons X afin de guider la manipulation des instruments. Cette approche permet d'obtenir des images échographiques en coupes des vaisseaux visités, avec une très haute résolution spatiale. Étant donné son aspect invasif inhérent, cette modalité est surtout utilisée de façon per-opératoire, afin d'obtenir de l'information morphométrique supplémentaire, de caractériser la plaque athérosclérotique ou d'évaluer les résultats d'une intervention thérapeutique. [MR00].

Au cours des dernières années, quelques projets de recherche visant la mise en place de protocoles d'angioplastie rénale sous imagerie par résonance magnétique ont été développés [OFU⁺00], [OGS⁺06], [EHZ⁺06]. Par rapport à d'autres interventions courantes, l'angioplastie rénale présente certaines caractéristiques qui rendent la réalisation de procédures guidées par imagerie par résonance magnétique attrayante. En premier lieu, plusieurs patients souffrant d'une sténose rénale présentent également des symptômes d'insuffisance rénale (de 20 % à 30 % des cas d'angioplastie rénale). Chez ces patients, les agents de contraste iodés sont souvent néphrotoxiques et doivent être utilisés de façon très contrôlée. Malgré les doutes engendrés par la découverte récente de la fibrose systémique néphrogénique [SBC⁺07], les agents de contraste à base d'un chélate de gadolinium (Gd) utilisés en imagerie par résonance magnétique ne présentent pas cette toxicité et peuvent également être utilisés en quantités plus limitées. En second lieu, les artères concernées possèdent un diamètre relativement important (de l'ordre de 5 mm à 7 mm), ce qui rend l'utilisation d'instruments ne présentant pas un degré de miniaturisation trop important possible. Finalement, l'information fonctionnelle pouvant être fournie par l'imagerie par résonance magnétique peut s'avérer très importante pour caractériser le succès d'une intervention et en particulier le rétablissement de la circulation rénale. Malgré tout, tel que discuté dans la prochaine section, la réalisation d'interventions guidées par imagerie par résonance magnétique est toujours au niveau du développement en raison de nombreux défis technologiques et du besoin d'identifier clairement les bénéfices cliniques pouvant être obtenus.

6.2 Développements technologiques visant la réalisation d'interventions guidées par l'imagerie par résonance magnétique

Étant donné que les interventions réalisées en radiologie sont en très grande majorité réalisées sous fluoroscopie par rayons X, il est naturel que les différents instruments interventionnels disponibles soient optimisés pour une utilisation dans ce contexte. Ainsi, l'essor du champ de l'imagerie par résonance magnétique d'intervention implique le développement de nouvelles méthodes et de nouveaux instruments et outils dédiés à cette réalité.

Un premier défi rencontré consiste simplement à assurer une visualisation optimale des instruments utilisés. Sous rayons X, les instruments sont généralement directement visibles en raison d'une importante différence de radio-opacité entre ceux-ci et les tissus humains. Dans le cas de l'imagerie par résonance magnétique, le signal détecté provient de la précession des noyaux d'hydrogène contenus dans les molécules d'eau des tissus d'intérêt. Étant donné que les instruments d'intervention standards ne contiennent pas d'eau, ils n'émettent donc pas de signal de résonance magnétique et apparaissent, dans le meilleur de cas, comme une absence de signal dans les images réalisées. Par ailleurs, contrairement à la fluoroscopie par rayons X qui est une technique par projection, l'imagerie par résonance magnétique est intrinsèquement une modalité en trois dimensions, ce qui implique des difficultés supplémentaires au niveau de la navigation des instruments. Pour ces raisons, différentes méthodes de visualisation des instruments propres à l'imagerie par résonance magnétique ont été développées.

6.2.1 Visualisation passive

Les techniques de visualisation dites passives consistent à rendre visibles les instruments directement dans les images, généralement en leur incorporant des matériaux présentant une signature particulière dans les images de résonance magnétique. Ces techniques sont souvent relativement simples au niveau technologique car

elles ne demandent pas la miniaturisation de composantes électroniques à l'intérieur des instruments et ne requièrent pas une connexion directe avec l'appareil d'imagerie par résonance magnétique.

La technique de visualisation passive la plus simple pouvant être imaginée consiste justement à exploiter le fait que les instruments n'émettent pas de signal de résonance magnétique. Comme l'insertion de ces instruments implique de façon inévitable un déplacement du milieu adjacent émetteur de signal, les instruments peuvent apparaître comme des zones de faible signal [MND⁺01]. Il a également été remarqué que certains instruments, notamment ceux comportant des composants métalliques, peuvent engendrer des artefacts facilitant la visualisation. Cependant, la nature même de cette technique implique que les instruments deviennent très peu visibles dans des organes qui émettent peu de signal, ce qui limite grandement l'utilisation clinique de cette méthode.

Une technique de visualisation passive alternative consiste à utiliser un cathéter contenant une solution liquide incorporant un agent de contraste à base d'un chélate de gadolinium (Gd) [OUK⁺00], [OFU⁺00]. La dilution de gadolinium dans un milieu aqueux provoque un raccourcissement du temps de relaxation longitudinal (T_1) permettant ainsi la visualisation du cathéter avec un contraste positif dans une image présentant une pondération en T_1 . Il a été trouvé qu'une concentration d'un chélate de gadolinium (gadopentate dimeglumine) de 20 mmol/L à 30 mmol/L permettait d'obtenir le meilleur rapport S/B et qu'une précision de 0.41 mm pour la détermination de la position de la pointe du cathéter pouvait être obtenue dans un fantôme. De plus, cette technique possède l'avantage de permettre la visualisation de l'ensemble du cathéter, ce qui facilite la navigation à l'intérieur de vaisseaux tortueux. Cependant, dans cette implémentation, la technique ne peut être appliquée à un guide de cathéter ou à un tuteur vasculaire car il ne s'agit pas de structures creuses. Par ailleurs, un bon taux de succès lors d'interventions réalisées sur des porcs avec cette technique de visualisation a été rapporté [OFU⁺00]. Plus

récemment, une nouvelle adaptation de cette technique, utilisée conjointement avec des gradients de déphasage visant à supprimer le signal provenant des tissus, a été présentée [DLF06].

Une variante de cette technique a également été proposée [ULC⁺06]. Cette méthode fait appel à un enrobage d'un composé de gadolinium déposé sur les instruments afin de générer un contraste positif. Cette technique peut théoriquement être appliquée à tous les types d'instruments et son efficacité a été vérifiée pour des cathéters et des guides de cathéters lors d'expériences *in vitro* et *in vivo*. L'épaisseur optimale de l'enrobage dans le sang se situe entre 60 et 120 μm , ce qui ne représente pas une hausse significative de la dimension des instruments et permet également de conserver les propriétés mécaniques de ceux-ci.

Par ailleurs, une technique concurrente consiste à incorporer des marqueurs d'un matériel paramagnétique aux instruments. La présence du matériel paramagnétique entraîne une modification locale du champ magnétique marquée par un fort gradient, qui engendre un déphasage des spins dans une région entourant le marqueur. Ces marqueurs apparaissent donc comme des zones de faible intensité dans les images de résonance magnétique acquises en utilisant des séquences classiques et peuvent, notamment, être mis en évidence en effectuant une soustraction avec une image acquise avant l'insertion de l'instrument. Une incarnation de cette méthode [BHW⁺96], [BBW01], consiste à incorporer des anneaux d'oxyde de dysprosium (Dy_2O_3) aux instruments à visualiser (dans le cas étudié des cathéters et des guides de cathéters). Ces expériences ont démontré que le contraste obtenu pouvait être suffisant pour effectuer un suivi adéquat des instruments. Cependant, il a été soulevé qu'un contraste négatif (l'instrument engendre moins de signal que le milieu) peut rendre la visualisation difficile dans certains cas. Pour cette raison, une variante de cette méthode a été développée afin de permettre la visualisation des marqueurs avec un contraste positif [SVB03]. Selon cette implémentation, un gradient de déphasage est appliqué dans la direction de la tranche imagée afin de

réduire le signal provenant de l'anatomie. Cependant, le gradient de déphasage déjà présent à proximité des marqueurs paramagnétiques aura pour effet de s'opposer à ce nouveau gradient de façon à remettre en phase les spins contenus dans certaines zones adjacentes aux marqueurs. Ainsi, les marqueurs apparaîtront avec un contraste positif par rapport à l'anatomie dont le signal est réduit. Malheureusement, cette méthode doit impérativement être combinée à une acquisition de l'anatomie sans gradient de déphasage, ce qui réduit la résolution temporelle de la technique.

Dans un même ordre d'idées, un guide de cathéter en polymère incorporant des petites particules de fer a également été présenté [MHSB06]. Le fer étant une substance ferromagnétique, les petites particules incorporées au guide modifient localement le champ magnétique et créent des artefacts permettant la localisation de l'instrument. Ces particules, comprises dans un enrobage déposé sur le guide de cathéter, permettent une visualisation de l'instrument en entier. Aussi, il est possible de varier la concentration des particules de fer selon les régions de l'instrument afin de rendre certaines structures plus facilement identifiables.

Finalement, il a également été proposé d'incorporer à l'instrument une substance menant à un signal de résonance magnétique à une fréquence différente de celle de l'hydrogène, par exemple une solution de ^{13}C ou de ^{19}F [KHS⁺04], [MJM⁺07]. Ainsi, suite à une excitation à la fréquence de résonance de cette substance, le signal capté par une antenne de surface syntonisée à cette fréquence captera un signal de résonance magnétique provenant essentiellement de l'instrument. Cette technique peut être intercalée avec des acquisitions anatomiques (à la fréquence de résonance du proton) afin de bien visualiser l'instrument par rapport à son environnement. Cette méthode permet un très bon contraste entre les instruments et l'anatomie, mais requiert l'utilisation d'antennes en transmission et réception spécialisées, syntonisées à la fréquence de résonance de la substance incorporée à l'instrument. De plus, cette méthode est relativement difficile à appliquer à

des instruments minces tels des guides de cathéter, car il ne peuvent contenir une quantité importante de la substance à l'origine du signal détecté.

De façon générale, plusieurs techniques de visualisation passive permettent une bonne visibilité des instruments dans les images de résonance magnétique. Cependant, il est généralement admis que la simple visualisation des instruments n'est souvent pas suffisante, notamment en raison de la possibilité que ces instruments sortent de la région imagée. Ainsi, il est préférable d'utiliser un système permettant de calculer précisément la position de l'instrument dans l'appareil, la position obtenue pouvant alors être utilisée pour déterminer la région imagée. Les méthodes de visualisation active et certaines méthodes semi-actives permettent une telle localisation de façon beaucoup plus efficace, en raison d'un rapport S/B favorable.

6.2.2 Visualisation active

6.2.2.1 Principes et implémentations

Les premiers fondements de la visualisation active en temps réel ont été exposés en 1993 [DSD93]. Cette technique de visualisation utilise des antennes miniaturisées, sensibles dans une région de seulement quelques millimètres de diamètre et intégrées aux instruments à localiser. Ainsi, une image provenant du canal de réception propre à l'antenne intravasculaire indiquera sa position dans le volume imagé. Le principal avantage de cette méthode provient du fait que l'instrument n'a pas besoin d'être dans la tranche imagée afin d'être visualisé. Effectivement, considérant une antenne possédant une sensibilité très limitée spatialement, une excitation non sélective de toute la région d'intérêt engendrera une réception par l'antenne du signal provenant des spins situés près d'elle. En appliquant un gradient unidimensionnel lors de la lecture, il est possible d'encoder spatialement en une dimension l'information fréquentielle, qui apparaît alors comme un pic important dans le spectre de Fourier. La connaissance du gradient appliqué permet directement de localiser l'antenne dans la dimension encodée dans le référentiel de

l'appareil d'imagerie par résonance magnétique. L'encodage unidimensionnel est effectué trois fois, généralement selon les trois axes principaux, afin d'obtenir la position tridimensionnelle de l'objet dans l'appareil. Il a été démontré que cette technique de visualisation permettait d'obtenir un très bon rapport S/B, tant lors d'expériences *in vivo* que *in vitro*.

Plusieurs modèles d'antennes intravasculaires ont été testés dans un contexte de visualisation active. Une comparaison de modèles possédant respectivement une boucle simple, des boucles croisées, des boucles à retour central et un solénoïde, a permis de constater que le solénoïde offre un compromis intéressant entre facilité de fabrication et performance [LED⁺97]. Il a également été souligné que l'incorporation à l'instrument d'un réservoir contenant une substance possédant un temps de relaxation T_1 court permet d'augmenter localement le signal et donc le contraste avec le milieu ambiant. Des designs optimisés et plus complexes, tels l'antenne par solénoïdes opposés ont également été présentés [HEW⁺04].

Par ailleurs, la visualisation active d'un seul point d'un instrument allongé et flexible, tel un cathéter ou un guide de cathéter, n'est souvent pas suffisante pour garantir une navigation aisée et sécuritaire. Ainsi, des prototypes d'antennes pouvant être intégrées à des cathéters et permettant une visualisation de la courbure de l'instrument ont été développés. Par exemple, un modèle incorporant une antenne de localisation et une antenne de visualisation allongée, alimentées par la même ligne de transmission, a été proposé [ZUV⁺04]. Le fait d'utiliser une seule et même ligne de transmission présente un avantage intéressant au niveau de la miniaturisation des instruments. Dans ce cas, le signal provenant de l'antenne de localisation permet le calcul de la position de la pointe du cathéter alors que celui provenant de l'antenne de visualisation est superposé à une image anatomique pour permettre d'observer directement la configuration adoptée par le cathéter.

Dans un même ordre d'idées, un autre type d'antenne ayant reçu un intérêt important est le modèle sans boucle [OA97]. Dans cette géométrie, initialement

proposée pour l'imagerie des artères, l'antenne prend la forme d'un dipôle résonant permettant la mise en évidence d'une portion importante de la longueur de l'instrument, avec une sensibilité maximale située à la jonction entre le dipôle et la ligne de transmission coaxiale. La localisation à l'aide de projections d'une telle antenne est cependant difficile en raison de la grande taille de la région de sensibilité. En outre, ce design permet d'obtenir des instruments très minces puisque l'antenne est en fait composée d'un seul fil conducteur et certaines améliorations peuvent être apportées afin d'adapter le profil de sensibilité de l'antenne à l'utilisation envisagée [SYA03]. L'annexe VII présente l'implémentation et la validation d'une antenne sans boucle.

En bref, il a été démontré que la technique de visualisation active permettait une localisation fiable et rapide, principalement en raison du très bon rapport S/B pouvant être atteint. De plus, différentes configurations permettent à la fois la localisation d'un point de l'instrument et l'observation de la forme adoptée par celui-ci. À l'heure actuelle, la principale limitation à l'utilisation clinique d'instruments incorporant des antennes de visualisation active est un phénomène d'échauffement des fils conducteurs utilisés pour acheminer le signal recueilli à l'appareil d'imagerie par résonance magnétique. Cependant, le développement de lignes de transmission sécuritaires devraient éventuellement permettre l'implantation clinique de cette technique de localisation.

6.2.2.2 Problématique de l'échauffement des instruments

Tel que mentionné, une problématique importante a été rencontrée dès les premières expériences utilisant des instruments intravasculaires actifs. Effectivement, il a été remarqué que, sous certaines conditions d'utilisation précises, les instruments utilisés pouvaient engendrer un échauffement important du milieu environnant [WDP⁺98]. Cet échauffement est provoqué par un phénomène de résonance alimenté par les pulses radio-fréquences de la séquence d'imagerie utilisée. Plus précisément, il a été remarqué que la présence d'un instrument conducteur allongé,

dont la longueur électrique effective s'approche d'un multiple impair de la moitié de la longueur d'onde dans le milieu, peut provoquer la création d'une onde stationnaire à l'interface entre l'instrument et le milieu conducteur environnant. Dans le cas d'une ligne de transmission coaxiale, cette onde stationnaire est associée au mode de transmission commun de la ligne [WVS⁺05]. La présence de cette onde stationnaire provoque généralement une amplification importante du champ électrique à proximité des extrémités de l'instrument [KBSB00], [NOR⁺01], [APA⁺06]. Ce champ électrique élevé engendre par la suite une déposition de l'énergie sous forme de chaleur dans le milieu conducteur environnant par le biais de la création d'un courant de déplacement.

L'amplitude du phénomène d'échauffement est fortement dépendante de la séquence utilisée, des caractéristiques électriques de l'instrument et de la géométrie de l'expérience. Malheureusement, les séquences utilisées en imagerie par résonance magnétique d'intervention doivent expressément être des séquences rapides, ce qui implique des temps de répétitions (T_R) courts et une déposition d'énergie élevée. De même, le taux de déposition d'énergie et, par conséquent, le niveau d'échauffement montrent une relation quadratique par rapport à l'angle de basculement utilisé [NOR⁺01]. Par ailleurs, les antennes de transmission de type *bird-cage*, utilisées dans la plupart des appareils cliniques, présentent généralement un champ électrique plus élevé en bordure du tube de l'appareil, ce qui provoque un échauffement proportionnellement important lorsque l'instrument est placé de façon décalée par rapport à l'axe du tube.

Différentes solutions ont été proposées afin d'éliminer ou de réduire le degré d'échauffement observé. Dans tous les cas, l'objectif consiste à freiner l'établissement de l'onde stationnaire à l'interface entre l'instrument et le milieu environnant. Une première approche propose d'incorporer des trappes radio-fréquences triaxiales à intervalle régulier le long de la ligne de transmission utilisée [LQ00]. Ces trappes ont pour effet de présenter de façon ponctuelle une impédance élevée qui entraîne

une atténuation importante de l'onde stationnaire. Cette méthode présente l'avantage de pouvoir être intégrée à des instruments de petite taille, mais des conditions de résonance potentiellement dangereuses peuvent toujours s'établir à proximité des trappes. Dans le même ordre d'idées, une seconde approche consiste à segmenter l'instrument en plusieurs sections de longueurs inférieures à la moitié de la longueur d'onde effective, de façon à éviter l'établissement de la condition de résonance. Deux implémentations distinctes de cette méthode ont été suggérées. En premier lieu, des transformateurs peuvent être intégrés à intervalle régulier sur la ligne de transmission [WVS⁺05]. Ces transformateurs permettent la transmission du signal de résonance magnétique capté par l'instrument actif et associé au mode de transmission différentiel de la ligne, tout en coupant la transmission du mode commun à l'origine du phénomène d'échauffement. Cette méthode a été implémentée avec succès sur des instruments de petit diamètre, mais n'est pas optimale pour des instruments dédiés à l'imagerie car une atténuation non négligeable du mode différentiel, qui entraîne une dégradation de la qualité des images, est observée. Il s'agit néanmoins d'une option très intéressante pour les instruments devant simplement être visualisés de façon active. La seconde implémentation propose plutôt de segmenter activement la ligne de transmission à l'aide de diodes PIN placées à intervalle régulier sur chacun des deux conducteurs de la ligne de transmission [UMSB06]. Ainsi, lors de l'application d'un pulse radio-fréquence, la ligne peut être segmentée en courtes sections non-résonantes par l'application d'un biais négatif polarisant les diodes PIN de façon inverse. À l'opposée, les propriétés conductrices de la ligne peuvent être rétablies durant la période de réception du signal, par l'application d'un biais positif. Cette implémentation présente l'avantage important de mener à une très faible atténuation du signal par rapport à une ligne de transmission classique, ce qui la rend particulièrement adaptée à une utilisation sur des instruments dédiés à l'imagerie. Elle requiert néanmoins l'utilisation d'un module électronique supplémentaire responsable de la synchronisation de la

segmentation de la ligne et de la séquence utilisée et présente des limites au niveau de la miniaturisation. Des détails concernant l'implémentation de cette méthode de segmentation sont fournis dans l'annexe VIII.

En bref, la problématique d'échauffement radio-fréquence des instruments actifs présente un obstacle important à l'utilisation clinique de cette technologie. Heureusement, plusieurs méthodes ont été proposées afin de réduire la déposition d'énergie et il est probable que des instruments sécuritaires et efficaces pourront être éventuellement développés.

6.2.3 Visualisation semi-active

Des méthodes de visualisation hybrides, ou semi-actives, ont également été proposées, tentant de bénéficier des avantages des méthodes passives et actives, sans souffrir de leurs inconvénients respectifs. Une première méthode de visualisation semi-active consiste simplement à faire circuler un courant à l'intérieur d'une ligne de transmission incorporée à l'instrument [GAB⁺97], [GKA⁺98]. Le courant électrique circulant dans l'instrument a pour effet d'engendrer un champ magnétique local occasionnant un déphasage des spins situés à proximité de l'instrument et donc une diminution locale du signal. Par rapport à une méthode de visualisation passive, cette technique présente l'avantage que l'intensité de l'artefact de déphasage engendré peut être facilement variée, en modifiant simplement l'intensité du courant circulant dans l'instrument. Ainsi, si le besoin se fait sentir, l'instrument peut être rendu essentiellement invisible afin de ne pas obscurcir l'anatomie située à proximité. Cette méthode offre cependant que peu d'avantages par rapport à une technique de visualisation active et souffre également de la même problématique d'échauffement radio-fréquence de la ligne de transmission. De même, l'implémentation d'une localisation automatisée est difficile pour un instrument visualisé selon cette technique.

Dans un autre ordre d'idées, une seconde méthode semi-active basée sur l'uti-

lisation de marqueurs résonants a également été exposée [QZK⁺05], [BCY96], [FEW⁺01], [WKB⁺04]. Ces circuits résonants sont composés de boucles conductrices et de capacités et agissent ainsi comme des circuits LC dont la fréquence de résonance est ajustée de façon à correspondre à la fréquence de Larmor (ω_0). Ces circuits permettent une amplification locale du signal et apparaissent avec un contraste positif sur les images de résonance magnétique, en agissant à deux niveaux distincts. En premier lieu, le flux magnétique variable provoqué par le pulse radio-fréquence a pour effet d'induire un courant dans la boucle du circuit. Ce courant engendre un champ magnétique local qui se superpose au champ magnétique initial du pulse radio-fréquence. Ainsi, les protons situés près du circuit résonant ressentent un champ de basculement plus intense que le reste du milieu et l'angle de basculement local devient donc plus important que celui retrouvé dans l'ensemble des tissus. Si l'angle de basculement initial est faible, cette amplification locale du basculement a pour effet d'augmenter la magnétisation transverse près du circuit résonant et ainsi de produire une zone de signal plus intense. Par ailleurs, l'effet réciproque se produit également lors de la détection du signal. Dans ce cas, le circuit résonant a pour effet d'amplifier localement le flux magnétique variable provoqué par la variation de la magnétisation transverse.

Il a été démontré que cette méthode permet d'obtenir un contraste très important qui rend possible un calcul sans ambiguïté de la position du circuit résonant [FEW⁺01]. De plus, il a également été proposé d'incorporer au circuit résonant une photodiode, activée à l'aide d'une fibre optique, permettant de désaccorder le circuit [WKB⁺04]. Il est ainsi possible de réaliser des images anatomiques sans les perturbations engendrées par la présence du circuit résonant et de s'assurer que le circuit ne mène pas à un échauffement local durant la transmission. Cependant, l'amplification du signal par le circuit est également réduite car le phénomène de résonance ne se fait alors ressentir qu'à la réception. Il a également été souligné que, pour un circuit simple, l'amplification locale du signal dépend fortement de l'orien-

tation du circuit résonant par rapport à l'appareil d'IRM. Pour contrer cet effet, des instruments incorporant plusieurs circuits selon différentes orientations ont été proposés [KFB03]. La multiplication des éléments peut cependant engendrer des problèmes de miniaturisation, qui représentent souvent la principale limitation de cette méthode.

Pour conclure, une approche innovatrice a été proposée afin de pouvoir visualiser le marqueur résonant sans interférence du milieu environnant [CUTA07]. Le marqueur est ainsi imagé à l'aide de deux antennes réceptrices en quadrature, l'une sensible à une polarisation circulaire gauche et l'autre à une polarisation circulaire droite. Étant donné que le signal de résonance magnétique provenant de l'anatomie possède une polarisation circulaire droite, celui-ci sera capté uniquement par l'antenne sensible à ce type de polarisation. Inversement, le signal provenant d'une boucle résonante est polarisé linéairement et peut donc être décomposé selon les deux polarisations circulaires, ce qui implique que le signal provenant du circuit résonant sera capté par les deux antennes. Ainsi, l'antenne sensible à une polarisation circulaire gauche ne capte du signal qu'en provenance de la boucle résonante, ce qui implique un excellent contraste. Le signal provenant des deux antennes peut être superposé afin de localiser précisément le circuit résonant par rapport à l'anatomie.

6.2.4 Séquences et interfaces

Les meilleurs instruments dédiés à l'intervention guidée par imagerie par résonance magnétique ne pourraient être utilisés efficacement sans des séquences d'acquisition appropriées et des techniques de traitement de l'information optimisées. Dans cette optique, plusieurs développements ont également été réalisés au niveau des séquences utilisées dans un contexte d'intervention et au niveau de l'interface d'utilisation.

Dans un premier temps, les séquences utilisées dans le cadre d'interventions

réalisées avec des instruments visualisés de façon active ont beaucoup évolué depuis les premiers essais réalisés vers la fin des années 1990. Une première approche étudiée consiste simplement à afficher la position des instruments, en temps réel, sur une image statique réalisée avant l'intervention [LZQ⁺98], [WDL⁺97]. Cette méthode présente l'avantage qu'aucune image anatomique ne doit être acquise durant l'intervention, ce qui implique qu'un taux de rafraîchissement très élevé est possible pour l'affichage de la position de l'instrument. Par ailleurs, étant donné que l'image de référence est acquise avant l'intervention, la séquence utilisée peut être beaucoup plus longue, particulièrement afin d'obtenir une meilleure résolution spatiale ou un meilleur rapport S/B. Aussi, le type de séquence peut être déterminé en fonction de la région imagée ou du type de contraste recherché. Cette approche comporte néanmoins de nombreuses limitations. En premier lieu, l'image statique ne permet pas de tenir compte d'éventuels mouvements du patient, de la respiration de celui-ci ou de son cycle cardiaque. Ainsi, il est fort possible que la position rapportée de l'instrument, exacte dans le référentiel de l'appareil, ne concorde plus avec l'endroit réel où se trouve l'instrument dans le corps du patient. En second lieu, si le parcours réel de l'instrument durant l'intervention est différent de celui envisagé lors de la prise de l'image de référence, il est possible que la zone imagée ne concorde plus avec la région où se trouve réellement l'instrument. Finalement, il est impossible avec cette méthode de constater en temps réel l'effet du traitement, par exemple le rétablissement du flux artériel dans le cas d'une angioplastie. Le succès de l'intervention peut alors seulement être constaté par l'acquisition d'une seconde image anatomique réalisée en maintenant les instruments immobiles ou à la suite du retrait des instruments.

En raison de ces limitations, des techniques permettant un suivi des instruments et la prise d'images anatomiques en temps réel durant l'intervention ont été développées. En général, ces méthodes intercalent, à une fréquence déterminée par l'utilisateur, la prise d'images anatomiques et la détection active de la posi-

tion de l'instrument. Parmi les différentes séquences permettant un taux de rafraîchissement adéquat, la séquence *balanced steady-state free-precession* (bSSFP) présente des caractéristiques très intéressantes [QKK⁺03] et est illustrée schématiquement à la figure 6.2 [BKZ04]. En premier lieu, la séquence bSSFP est caractérisée par une utilisation des gradients d'une manière équilibrée, c'est-à-dire qu'une inversion de la direction des gradients permet d'annuler la phase accumulée durant chaque répétition. Cette caractéristique, combinée à l'utilisation d'un temps de répétition (T_R) nettement inférieur aux temps de relaxation T_1 et T_2 a pour effet de mener à la création d'un état d'équilibre de magnétisation transverse. Lorsque cet état d'équilibre est atteint, le signal pour une telle séquence est donné par [Sch03]

$$|S_{bSSFP}| \propto M_0 \frac{\sqrt{e^{-T_R/T_2}}(1 - e^{-T_R/T_1}) \sin(\alpha)}{1 - (e^{-T_R/T_1} - e^{-T_R/T_2}) \cos(\alpha) - e^{-T_R/T_1} e^{-T_R/T_2}}. \quad (6.1)$$

Sous la condition $T_R \ll T_1, T_2$, qui est implicite à l'atteinte d'un état d'équilibre, et en considérant un angle de basculement menant à un signal optimal

$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{T_1/T_2 - 1}{T_1/T_2 + 1} \right), \quad (6.2)$$

le contraste d'une telle séquence devient proportionnel à $\sqrt{T_2/T_1}$. En particulier, cette pondération a pour effet d'engendrer un contraste positif pour des vaisseaux sanguins par rapport au milieu environnant, même sans l'utilisation d'un agent de contraste vasculaire à base d'un chélate de gadolinium. Il s'agit d'une caractéristique très précieuse dans un contexte interventionnel, étant donné qu'un vaisseau présentant un contraste positif est généralement mieux perçu qu'une structure identique possédant un contraste négatif. L'efficacité de la séquence bSSFP pour la navigation de certains instruments visualisés de façon passive a également été démontrée [MHSB06].

Dans un même ordre d'idées, un protocole d'acquisition et une interface possédant certaines caractéristiques visant à permettre un suivi optimal des instruments

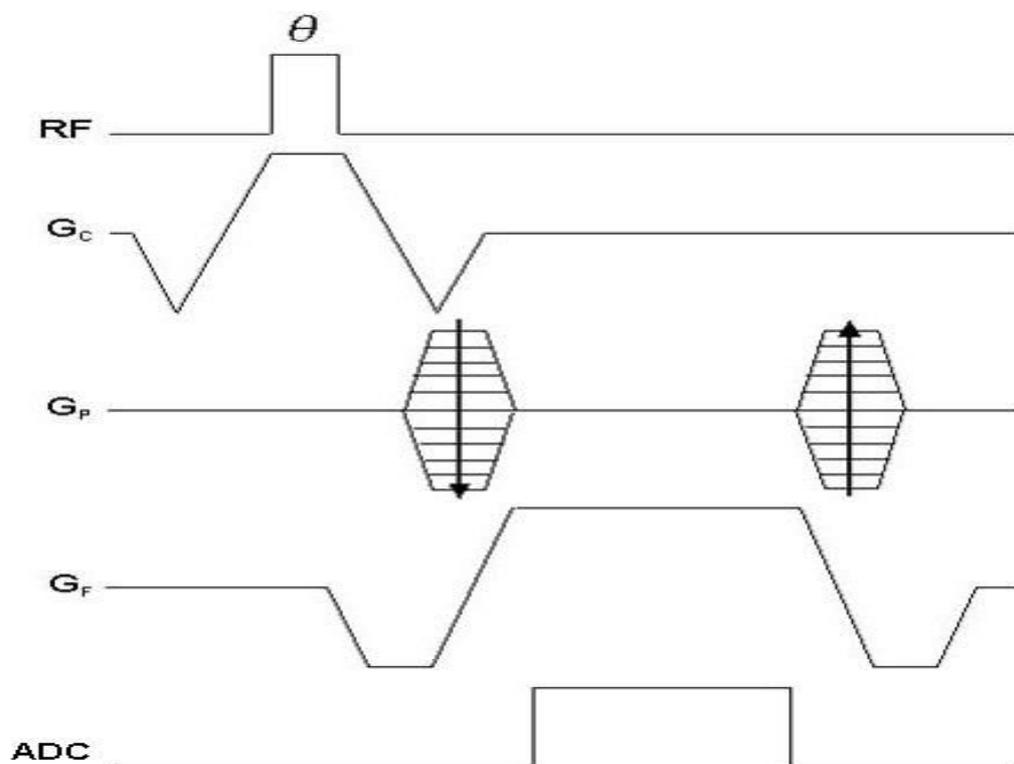


FIG. 6.2 – Séquence de type bSSFP en deux dimensions avec encodage fréquentiel cartésien.

visualisés de façon active a été présenté [QKK⁺03]. Dans cette implémentation, les paramètres de la séquence bSSFP en deux dimensions utilisée permettent un taux de rafraîchissement d'environ 3 images à la seconde. Cependant, l'interface développée permet également l'acquisition successive de deux images bidimensionnelles orientées selon des plans différents. Cette possibilité d'imagerie bi-planaire peut s'avérer utile durant certains moments clés de l'intervention, mais possède l'effet de ralentir le taux d'acquisition si on considère chacun des plans individuellement. Par ailleurs, la technique d'imagerie présentée comprend également la fusion de l'information anatomique avec la position des antennes miniatures incorporées aux instruments. Un code de couleur est alors utilisé pour différencier l'information provenant du cathéter et du guide de cathéter. La validité de l'approche choisie a été démontrée en guidant les instruments de façon efficace dans

l'aorte, l'arc de l'aorte, les artères rénales, les artères hépatiques et les artères mésentériques supérieures de dix porcs. Il est cependant souligné qu'une résolution temporelle supérieure représenterait un atout important, notamment afin de limiter l'effet des mouvements occasionnés par le cycle cardiaque.

Dans cette optique, différentes techniques ont été proposées afin de permettre une meilleure résolution temporelle. Une alternative intéressante consiste à utiliser un mode d'échantillonnage de l'espace k présentant une haute efficacité temporelle [MHNM92], [THdIPA⁺05]. Alors que la séquence bSSFP présentée à la figure 6.2 utilise un échantillonnage cartésien de l'espace k , il est également possible d'appliquer les gradients d'encodage de façon à se déplacer dans l'espace des fréquences selon une trajectoire arbitraire. Par exemple, l'utilisation d'une trajectoire en spirale [THdIPA⁺05] peut s'avérer avantageuse. Dans cette implémentation, $1/7$ de l'espace k est acquis durant chaque excitation ($T_R = 27$ ms). En comparaison, 128 excitations sont nécessaires pour réaliser une image comportant 128 lignes dans le cas d'un encodage cartésien classique. Par ailleurs, par une technique de fenêtrage dynamique, la portion de l'espace k venant d'être échantillonnée est automatiquement mise à jour dans les données précédemment acquises, sans attendre qu'une nouvelle image complète soit réalisée. Cette technique permet un rafraîchissement partiel de l'image à un taux de 37 cadres par seconde. De plus, plusieurs trajectoires d'échantillonnage non-cartésiennes, notamment la spirale et l'échantillonnage radial, démontrent une bonne résistance aux artefacts de mouvement en raison d'un échantillonnage du centre de l'espace k plus fréquent.

Selon la même logique, l'utilisation de l'imagerie parallèle [PWSB99], [GJH⁺02] permet de réduire le nombre de points de l'espace k échantillonnés et, par le fait même, le temps d'acquisition. Cependant, l'utilisation de l'imagerie parallèle dans un contexte d'imagerie en temps réel pose certaines contraintes au niveau du temps de reconstruction [BMZ⁺06]. Effectivement, le temps de reconstruction de chaque image doit en tout temps demeurer inférieur ou égal au temps d'acqui-

tion afin d'éviter toute latence dans l'affichage des images. Différentes approches ont été développées afin de respecter cette contrainte. Par exemple, les facteurs de pondérations des antennes, nécessaires à la reconstruction, peuvent être recalculés uniquement lorsque la région imagée se déplace significativement par rapport aux antennes de surface utilisées [BMZ⁺06]. Par ailleurs, étant donné que le temps de reconstruction augmente avec le nombre d'antennes utilisées, des techniques visant à sélectionner les antennes contribuant le plus grand signal [MUS⁺06] ou à compresser de façon optimale le signal provenant de tous les canaux [BPBK07] peuvent être utilisées. De même, la contrainte de temps réel exclut souvent l'utilisation de séquences en trois dimensions, qui possèdent généralement des temps d'acquisition et de reconstruction supérieurs. Pour palier à cette limitation, des interfaces interactives permettant de visualiser de façon tridimensionnelle des acquisitions en deux dimensions réalisées selon plusieurs orientations ont été développées [GLSM02], [GOR⁺07]. L'utilisation d'ordinateurs dédiés à la reconstruction et à l'affichage de ces rendus tridimensionnels permet alors de limiter la latence et de respecter la condition de temps réel.

Toujours dans une même optique, une technique permettant d'augmenter le taux de rafraîchissement des images consiste simplement à réduire la dimension de la région imagée. Effectivement, pour une résolution spatiale équivalente, le temps d'acquisition est d'autant plus long que le champ de vision est large. Une approche intéressante [ADSA02] consiste à combiner une image de faible champ de vision de la région entourant l'instrument à une image anatomique possédant un champ de vision plus large. La portion de l'image près de l'instrument peut alors être mise à jour de façon rapide alors que la visualisation de l'anatomie possède un taux de rafraîchissement plus lent. Cette technique a permis d'atteindre un taux de rafraîchissement de 25 images par seconde pour le champ de vision étroit et de 3 images par seconde pour le champ anatomique large.

Dans un même ordre d'idées, une autre approche a été exposée afin de per-

mettre un taux de rafraîchissement adéquat lorsque celui-ci est vraiment nécessaire [WEH⁺04]. Cette méthode ajuste automatiquement les paramètres de la séquence en fonction de la vitesse d'insertion des instruments. Ainsi, si l'instrument est avancé rapidement, les paramètres sont ajustés de façon à permettre une bonne résolution temporelle, au détriment de la résolution spatiale et du champ de vision. Inversement, si le cathéter ralentit, la résolution spatiale de l'image est automatiquement augmentée, ce qui entraîne une diminution du taux de rafraîchissement. Cette technique a initialement été ajoutée à un protocole utilisant une séquence bSSFP, mais pourrait également être utilisée avec d'autres séquences permettant une visualisation active.

Par ailleurs, un avantage marqué de la technique de visualisation active réside dans le fait qu'il est possible de calculer précisément la position des antennes incorporées aux instruments dans le référentiel de l'appareil. Dans la plupart des cas, le processus de localisation est intercalé à l'acquisition d'images anatomiques. Dans cette situation, la position calculée des antennes peut être utilisée afin de déterminer la position de la tranche imagée lors de la prochaine acquisition [WEH⁺04], [BVZ⁺04]. Dans le cas d'un instrument comportant une seule antenne, la position centrale de la tranche à acquérir est définie comme la position de l'antenne de localisation et l'orientation de la tranche est laissée à la discrétion de l'utilisateur. De même, l'orientation et la position de la tranche à acquérir peuvent être déterminées automatiquement à partir de la position d'un instrument comportant plusieurs antennes. La référence [BVZ⁺04] présente également une interface graphique permettant au médecin réalisant l'intervention de modifier aisément les différents paramètres de la séquence utilisée.

Dans un autre ordre d'idées, la séquence choisie lors d'interventions réalisées avec une navigation passive dépendra directement du type de contraste nécessaire pour visualiser les instruments dans l'image. Ainsi, plusieurs séquences ont été étudiées selon le type de visualisation passive utilisé. Par exemple, l'utilisation

d'instruments générant un contraste en raison de l'incorporation d'un composé de gadolinium [OUK⁺00], [ULC⁺06] implique généralement le recours à une séquence sensible au temps de relaxation T_1 . Effectivement, l'effet principal de l'ajout de gadolinium consiste en un raccourcissement de la constante T_1 du milieu environnant. De façon expérimentale, l'efficacité de différentes séquences pondérées en T_1 , notamment des acquisitions *spoiled gradient-recalled echo* en deux et trois dimensions ainsi que des acquisitions écho de spin en deux dimensions, a été démontrée [OFU⁺00], [ULC⁺06].

De plus, certaines méthodes peuvent être utilisées afin de permettre une meilleure visualisation passive des instruments. Une première technique simple consiste à effectuer une soustraction de l'image contenant l'instrument à une image de référence acquise avant l'intervention. Dans le cas d'un sujet relativement statique, cette soustraction devrait mettre en évidence l'instrument mobile. L'efficacité de cette méthode est évidemment limitée par d'éventuels mouvements du patient. Une seconde technique régulièrement utilisée [OUK⁺00], [DLF06] consiste à appliquer un gradient de déphasage dans la direction de la largeur de la tranche imagée. Ainsi, si l'intensité de ce gradient est telle que la différence de phase accumulée entre les deux extrémités de la tranche correspond à un multiple de 2π , le signal provenant du milieu sera fortement diminué. Cependant, étant donné que l'instrument est généralement beaucoup plus étroit que la largeur de tranche, le signal provenant de celui-ci est beaucoup moins affecté. L'acquisition d'images avec un gradient de déphasage peut alors être intercalée à celle d'images anatomiques sans gradient de déphasage, ce qui permet de visualiser à la fois l'instrument avec un fort contraste et le milieu environnant. Cette technique est d'autant plus efficace que le milieu est homogène.

En bref, de nombreuses séquences et techniques peuvent être utilisées afin de guider des instruments lors d'une intervention. Le choix de la séquence et des différents paramètres dépendra directement de la méthode de visualisation des ins-

truments adoptée, de la résolution temporelle nécessaire et de la région anatomique ciblée par l'intervention. Dans plusieurs cas, le développement d'une séquence optimisée pour une intervention particulière permet d'obtenir des conditions de visualisation essentielles au succès de l'opération.

6.3 Imagerie par résonance magnétique intravasculaire

De façon complémentaire à la visualisation active de l'instrument, certaines antennes intravasculaires peuvent également être utilisées à des fins d'imagerie. La proximité entre l'antenne et la région d'intérêt (généralement la paroi artérielle elle-même) mène souvent à un excellent rapport S/B, difficilement atteignable avec des antennes de surface. Cette grande sensibilité est particulièrement recherchée lors d'acquisitions à haute résolution spatiale ou temporelle.

Parmi les différents modèles d'antennes intravasculaires proposés, certains sont particulièrement bien adaptés à une utilisation dans un contexte d'imagerie. Tout d'abord, le premier modèle d'antenne intravasculaire d'imagerie ayant reçu une attention importante est le modèle des solénoïdes opposés [HHDC92], [MPH92]. Ce design consiste en deux solénoïdes, comportant généralement entre 5 et 10 tours, dont les enroulements sont créés de façon à ce que le courant circule en sens inverse dans chacun des 2 solénoïdes. La distance entre les deux solénoïdes peut varier, mais se situe généralement autour de 1 cm [HEW⁺04]. Ce type d'antenne possède la caractéristique importante de présenter une sensibilité azimutale homogène et maximale pour une tranche située à distance égale des deux solénoïdes, lorsque l'axe de ceux-ci est orienté de façon parallèle au champ principal (\vec{B}_0). Par ailleurs, une variation intéressante de ce design consiste à relier chacun des deux solénoïdes à des pré-amplificateurs de réception de façon indépendante [HJW⁺06]. Selon cette méthode, le signal provenant des deux solénoïdes peut être combiné de façon à obtenir une sensibilité similaire à celle obtenue avec un modèle standard. Cependant, les deux signaux peuvent également être considérés séparément, de façon à

obtenir des profils de sensibilité plus étroits et propices à un suivi automatisé de l'instrument, selon une méthode de visualisation active.

Dans un second temps, le modèle sans boucle [OA97] présente plusieurs avantages du point de vue d'une utilisation clinique dans un contexte d'imagerie. Effectivement, même si ce type d'antenne bénéficie d'une sensibilité moindre que d'autres modèles dans la limite du champ proche [OA97], sa géométrie effilée permet une incorporation facile à divers instruments interventionnels. De plus, ce type d'antenne bénéficie d'une sensibilité maximale variant peu longitudinalement sur une grande distance [SYA03], ce qui permet d'effectuer de l'imagerie à plusieurs tranches sans avoir à déplacer l'antenne. Cette zone de sensibilité maximale est néanmoins située à la jonction entre le câble coaxial et l'antenne elle-même, et non à l'extrémité de l'antenne, ce qui peut engendrer une manipulation plus difficile. Par ailleurs, ce design bénéficie également d'une sensibilité azimutale homogène lorsque l'antenne est orientée de façon parallèle au champ principal (\vec{B}_0). Finalement, il a également été démontré que la sensibilité de ce type d'antenne varie globalement comme le carré du champ principal [ESQB08], ce qui encourage notamment son utilisation sur des appareils à haut champ.

Dans un même ordre d'idées, un modèle d'antenne simple, constitué d'une boucle unique, a également été proposé [QLZP⁺99]. Outre une fabrication relativement aisée, cette implémentation jouit d'une bonne sensibilité, mais qui est néanmoins inhomogène azimutalement. De plus, le modèle proposé peut se rétracter à l'intérieur d'un ballon ou d'un cathéter et n'être dilaté qu'au moment où l'imagerie est réalisée. La combinaison de ce type d'antenne avec un ballon spécial permettant la perfusion permet d'éviter les artefacts de mouvement, tout en permettant une bonne circulation sanguine [QLH⁺99].

Une caractéristique commune aux designs présentés est que ces antennes possèdent une sensibilité maximale sur un axe transversal à l'antenne elle-même. Cette propriété implique que l'antenne doit être insérée au travers de la région d'intérêt

afin d'obtenir une image de qualité. Un modèle d'antenne alternatif, composé de deux solénoïdes orthogonaux, possède la particularité d'offrir une sensibilité intéressante dans une région située devant l'instrument [ALDW08]. Cette propriété peut s'avérer un avantage lors de la navigation de l'instrument, particulièrement lorsqu'une occlusion artérielle est rencontrée.

Jusqu'à maintenant, le potentiel des antennes intravasculaires au niveau de l'imagerie a surtout été exploité dans un contexte d'imagerie de la plaque athérosclérotique à haute résolution [RPH⁺00], [LKS⁺08]. De façon traditionnelle, ce type d'imagerie, visant à identifier et quantifier les différents composants de la plaque et à estimer sa vulnérabilité, était essentiellement limité aux artères carotides [SHT⁺07]. Effectivement, en raison de leur superficialité, un rapport S/B intéressant peut être atteint pour ces artères en utilisant des antennes de surface spécialisées. L'utilisation d'une antenne intravasculaire permet donc d'élargir ce champ d'étude aux artères périphériques, rénales et même coronaires [QGK⁺08].

6.4 Imagerie par résonance magnétique à l'intérieur d'une endoprothèse vasculaire métallique

Dans les situations où une dilatation simple de l'artère ne mène pas à une sténose résiduelle inférieure à 30 %, une endoprothèse vasculaire est généralement utilisée afin de maintenir l'artère dilatée [SDO07]. Ces endoprothèses, aux dimensions variables selon l'anatomie visée, prennent la forme de cylindres métalliques grillagés, tel qu'illustré par la figure 6.3.

Malheureusement, la présence de l'endoprothèse peut significativement compliquer la visualisation de la lumière vasculaire à l'intérieur d'elle-même lors de l'acquisition d'images médicales de façon subséquente à l'implantation. Par exemple, plusieurs tuteurs causent des artefacts métalliques lorsque visualisés par tomographie par rayons X [LGSB⁺04]. Ces examens subséquents peuvent avoir pour objectif de visualiser le positionnement du tuteur par rapport à l'anatomie, de s'assurer de

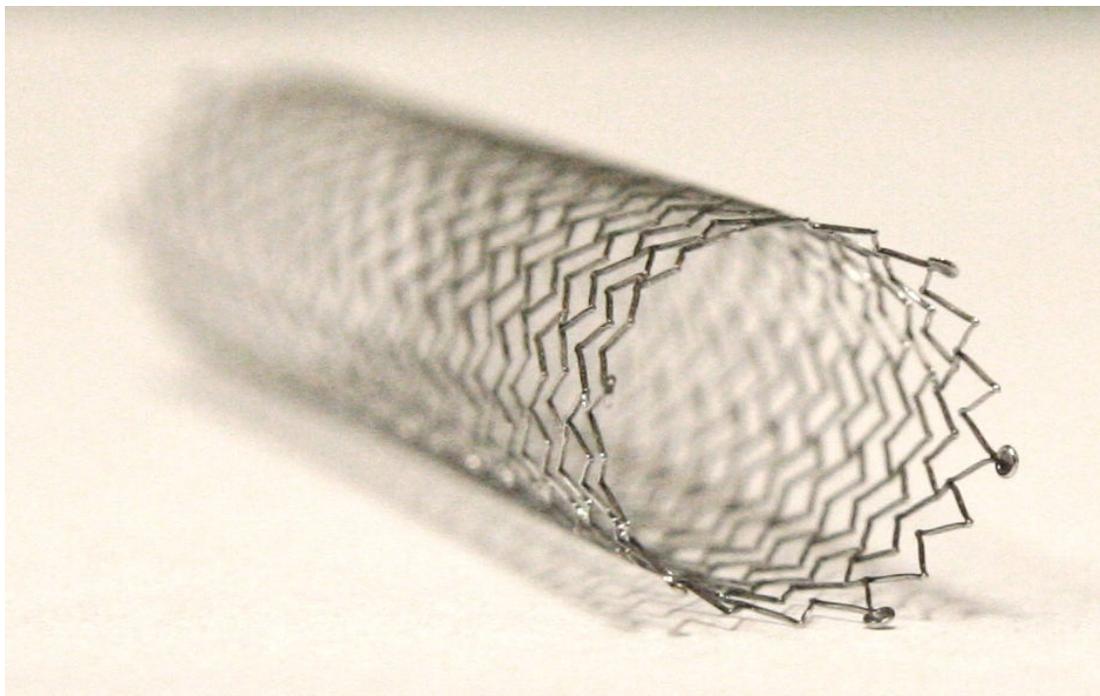


FIG. 6.3 – Endoprothèse vasculaire en nitinol (S.M.A.R.T., Cordis Corporation, Miami, États-Unis).

son déploiement adéquat ou de diagnostiquer le développement d'une resténose à l'intérieur de l'endoprothèse. Cette dernière éventualité est une problématique parfois rencontrée suite à la pose d'une endoprothèse vasculaire et qui consiste en l'apparition d'une nouvelle sténose à l'intérieur du tuteur, suite à une prolifération de tissus par un processus similaire à une cicatrisation [Sco06]. Étant donné que cette resténose peut occasionner des effets similaires à la sténose à l'origine du traitement, différentes approches sont étudiées afin de limiter la prolifération cellulaire, notamment l'utilisation de tuteurs radioactifs [SWW02] ou libérant des médicaments [RD06].

La présence d'un tuteur métallique peut également sérieusement réduire la capacité de visualisation de la lumière vasculaire lors d'un examen d'angiographie par résonance magnétique. Deux catégories d'artefacts distincts sont généralement identifiés comme étant responsables de cette mauvaise visualisation de la lumière.

En premier lieu, des effets de susceptibilité magnétique sont régulièrement observés [WTY⁺03]. Ces artefacts résultent d'un déphasage des spins à l'interface entre deux milieux (dans ce cas le tuteur et les tissus) présentant des susceptibilités magnétiques différentes. De façon attendue, ces artefacts dépendent fortement du matériel utilisé dans la construction du tuteur vasculaire. Par exemple, l'acier inoxydable présente une plus importante différence de susceptibilité magnétique par rapport aux tissus humains que le nitinol (alliage de titane et de nickel) ou le platine, ce qui a pour effet que les endoprothèses en acier inoxydable présentent des artefacts de susceptibilité particulièrement importants. Ces artefacts dépendent également du type de séquence utilisé ainsi que des paramètres employés. Par exemple, les séquences de type écho de spin utilisant un temps d'écho court sont robustes aux artefacts de déphasage en général et, plus particulièrement, aux artefacts de susceptibilité magnétique [SSBS⁺07]. Ces artefacts ont également tendance à augmenter avec la force du champ magnétique principal.

En second lieu, des artefacts de blindage en radio-fréquence sont également observés en présence d'une endoprothèse vasculaire métallique et conductrice. Ces artefacts sont causés par l'induction de courants de Foucault à l'intérieur du tuteur [GSL05]. Selon le principe d'induction de Faraday et la loi de Lenz, ces courants électriques induits ont pour effet d'engendrer un champ magnétique local s'opposant à la variation du champ magnétique extérieur ressentie. Dans un premier lieu, cet effet s'exprime durant l'excitation des spins par l'antenne de transmission. Le champ magnétique d'excitation (\vec{B}_1) ressenti par les spins situés à l'intérieur de l'endoprothèse métallique sera plus faible que le champ normalement perçu en l'absence de tuteur, ce qui engendre un angle de basculement inférieur à la valeur attendue. En considérant que l'angle de basculement est sélectionné de façon à obtenir un signal optimal provenant des spins situés à l'extérieur, cette diminution de l'angle à l'intérieur du tuteur métallique engendrera une diminution du signal [BBV02]. Dans un second lieu, l'effet de blindage est également perçu lors

de la phase de réception du signal. Dans cette situation, le blindage a pour effet de s'opposer au champ magnétique variable engendré par la précession des spins excités situés à l'intérieur du tuteur, ce qui résulte également en une diminution du signal reçu. Considérant que la très grande majorité des tuteurs utilisés cliniquement sont conducteurs, cet effet de blindage dépend principalement de la géométrie de l'endoprothèse et de son orientation par rapport au champ magnétique principal (et par conséquent son orientation par rapport au champ d'excitation).

La combinaison des artefacts de susceptibilité et de blindage en radio-fréquence a pour effet que la visualisation de la lumière à l'intérieur d'une endoprothèse vasculaire est souvent difficile lorsque des méthodes classiques d'angiographie par résonance magnétique sont utilisées. Diverses solutions ont été proposées afin de faciliter la visualisation de la lumière et de la paroi vasculaire en présence d'une endoprothèse. Dans un premier temps, les artefacts de susceptibilité peuvent généralement être réduits par l'utilisation de tuteurs qui ne sont pas composés d'acier inoxydable. Effectivement, l'amplitude des effets de susceptibilité observés est souvent acceptable pour des endoprothèses formées de nitinol, de platine ou d'un alliage de cobalt [WTY⁺03]. Dans un second temps, l'effet de blindage en radio-fréquence peut être réduit en employant différentes stratégies. Par exemple, l'effet de blindage lors de la phase d'excitation peut notamment être compensé par l'utilisation d'un angle de basculement plus grand que celui réellement désiré [BBV02]. Afin d'être utilisée de façon optimale, cette technique requiert néanmoins une caractérisation précise de l'intensité du blindage en radio-fréquence occasionné par l'endoprothèse. Par ailleurs, il a également été proposé d'utiliser le tuteur lui-même afin d'amplifier le signal provenant des spins situés en son intérieur [QLN⁺99]. Selon cette proposition, l'endoprothèse est transformée en un circuit résonant par l'ajout d'un condensateur permettant de syntoniser le circuit à la fréquence de précession des spins, ce qui a pour effet d'engendrer une amplification importante du signal provenant de l'intérieur du tuteur. Cette méthode requiert évidemment l'utilisation

de tuteurs spécialisés et ne peut donc pas être utilisée de façon rétrospective. De plus, certains questionnements par rapport à la sécurité de tels circuits résonants implantés demeurent. Finalement, l'utilisation d'un alliage présentant une susceptibilité magnétique semblable à celle des tissus et d'une géométrie minimisant l'effet de blindage en radio-fréquence a permis la création d'un tuteur permettant une visualisation sans compromis de la lumière vasculaire [BSRG02], [SRS⁺03]. Malheureusement, dans sa version actuelle, ce tuteur ne possède pas les caractéristiques mécaniques requises pour un usage clinique.

6.5 Mise en contexte des articles présentés

Les deux articles présentés dans les chapitres suivants [GSB09], [GSB] s'inscrivent dans une perspective d'évaluation des bénéfices pouvant être apportés par l'utilisation d'une antenne active permettant de réaliser de l'imagerie intravasculaire. En premier lieu, étant donné que la réalisation de mesures morphométriques est partie intégrante du processus d'évaluation et de traitement d'une lésion vasculaire, l'exactitude géométrique pouvant être obtenue en utilisant une antenne intravasculaire est évaluée et comparée à celle accessible par d'autres modalités d'imagerie. Dans un second temps, l'utilisation d'une antenne intravasculaire permettant de réaliser de l'imagerie est présentée comme une potentielle solution à la problématique de la visualisation de la lumière d'une endoprothèse vasculaire. Il est démontré que, dans un contexte interventionnel, une excellente délimitation d'une lésion située à l'intérieur d'un tuteur vasculaire peut être obtenue.

CHAPITRE 7

ARTICLE 2 : COMPARATIVE EVALUATION OF THE GEOMETRICAL ACCURACY OF INTRAVASCULAR MAGNETIC RESONANCE IMAGING : A PHANTOM STUDY

Guillaume Gilbert, Gilles Soulez, Gilles Beaudoin

7.1 Contributions des auteurs et permissions

Contributions des auteurs

Guillaume Gilbert

- Élaboration du protocole expérimental
- Réalisation de l'ensemble des mesures expérimentales sous IRM
- Analyse des résultats
- Rédaction de l'article

Gilles Soulez

- Direction générale du projet (aspect médical)
- Participation à certaines mesures expérimentales (acquisition IVUS)
- Révision de l'article

Gilles Beaudoin

- Direction générale du projet
- Révision de l'article

Accord de l'éditeur

Elsevier, maison d'édition de *Academic Radiology* permet la reproduction d'un article à l'intérieur d'une thèse ou d'une dissertation écrite par l'un des auteurs sans nécessiter une permission spéciale. Des détails sur la politique de Elsevier par rapport au droits d'auteurs peuvent être trouvés à l'adresse :

<http://libraryconnect.elsevier.com/lcp/0403/lcp0403.pdf>.

7.2 Abstract

Rationale and Objectives

To evaluate and compare the accuracy of cross-sectional imaging using an intravascular antenna in the context of vascular morphological measurements performed during a magnetic resonance -guided vascular intervention.

Materials and methods

Cross-sectional imaging of a multimodality vascular phantom was performed using intravascular and surface magnetic resonance imaging (MRI), multidetector computed tomography (MDCT) and intravascular ultrasound (IVUS). Using a balanced steady-state free-precession (bSSFP) sequence, 18 sequences parameters sets were investigated (12 for intravascular MRI and 6 for surface MRI). Vessel diameters for all images and modalities were computed using an automated vessel segmentation algorithm.

Results

Using IVUS as a gold standard, imaging using an intravascular antenna leads to an increase in geometrical accuracy in comparison to traditional surface MRI. This level of accuracy appears to follow a significant inverse proportionality relation in respect to vessel wall signal-to-noise ratio (SNR). Taking into account the rapid decrease in SNR as a function of the distance to the intravascular antenna, these results imply that, for a given level of geometrical accuracy, faster sequences can be used for the imaging of smaller vessels.

Conclusion

Imaging using an intravascular antenna appears as a valuable assistance to increase the accuracy of vascular morphological measurements. This increase in geometrical accuracy would be beneficial during the realization of an MR-guided intervention, either to perform pre-treatment measurements or to assess the outcome of the procedure. Acquisition parameters should be tailored to vessel size and procedural time constraints.

7.3 Keywords

Interventional MRI, intravascular imaging, diameter measurement, balanced steady-state free-precession.

7.4 Introduction

Atherosclerosis and arterial obstructive diseases are leading causes of death and impairment in western countries. Imperative to an effective treatment of stenosis is an accurate estimation of the plaque burden and vessel morphology and a prediction of the plaque vulnerability. Because of its excellent soft-tissue contrast and flexibility, magnetic resonance imaging (MRI) is increasingly used to detect and quantify stenosis [RA00], [SSO⁺03] and image atherosclerotic plaque, especially in superficial vessels such as carotid arteries [ZCL⁺03].

In addition to the established diagnostic use of MRI with surface coils, several developments have been made towards the accomplishment of therapeutic vascular procedures under MR-guidance [EHZ⁺06], [OGS⁺06]. In comparison to the standard clinical setup using X-rays, MRI offers a complete elimination of the use of ionizing radiation, a reduction in the use of nephrotoxic contrast agents, functional and anatomical information in three dimensions and a significantly improved contrast between soft tissues. Several techniques have been proposed for the visualization and tracking of the interventional devices, generally relying on either a passive [BHW⁺96] or an active [DSD93] approach. In a similar scope, active intravascular imaging coils have also been used for atherosclerotic plaque imaging and classification [LKS⁺08], [RPH⁺00]. However, to our knowledge, the benefits arising from the use of an intravascular coil allowing vascular imaging during a therapeutic procedure have not been completely investigated. Still, in such an interventional

context, in which important time constraints exist, the higher signal-to-noise ratio (SNR) achievable with intravascular MRI could likely be advantageous to increase the accuracy and precision of morphologic measurements either before a procedure or to assess the therapeutic outcome.

Intravascular imaging coils are particularly well suited for high-resolution, cross-sectional imaging of the vessel with a small field-of-view (FoV). In an interventional MRI context, the usefulness of 2D cross-sectional images at the site of a stenosis to improve the accuracy of stenosis grading has been reported [OSG⁺05]. As surface coils were used in that study, even better results might be expected from images acquired using an intravascular antenna. In an intravascular MRI perspective, a balanced steady-state free-precession (bSSFP) sequence, also known as TrueFISP, balanced fast-field echo (bFFE) or FIESTA, was shown to provide the best results regarding vessel wall depiction [HJW⁺06]. This sequence provides a high SNR, is resistant to flow artefacts and the short acquisition time generally limits important movement related artefacts. Furthermore, while a vascular contrast agent can still be used to augment the blood signal, a positive blood contrast is also obtained without the injection of a contrast agent [SL03].

Accordingly, the present study examines the achievable geometrical accuracy using both intravascular and surface MRI in the context of cross-sectional vascular imaging. Important relations between SNR, spatial resolution, acquisition time, vessel size and geometrical accuracy are emphasized. All results are compared with the ones obtained from a high-resolution intravascular ultrasound (IVUS) acquisition, which is a validated and reliable gold standard [NY01] and involves a degree of invasiveness similar to intravascular MRI. For further comparison, results from multidetector computed tomography (MDCT) imaging are also provided.

7.5 Materials and Methods

7.5.1 Vascular phantom

All experiments were performed using a multimodality vascular phantom [CSQ⁺04]. This phantom consists of a semi-cylindrical container filled with an agar-based tissue mimicking material. A thin walled, multi-step polyurethane vessel is embedded in the gel and connected to an inlet and an outlet, to allow easy filling and pressurizing of the vessel. The phantom consisted of 5 cylindrical segments of approximate diameters : 8.6 mm, 6.4 mm, 4.9 mm, 3.3 mm and 8.7 mm. The vessel lumen was filled with a gadolinium solution (gadopentate dimeglumine, Magnevist, Berlex, Wayne, USA) of concentration 1.8 mmol/L diluted in a blood-mimicking saline solution. This gadolinium concentration was chosen to be comparable to the one of a typical bolus [TCT⁺07] and allows an increased blood signal for imaging performed with a bSSFP sequence.

7.5.2 Intravascular antenna

All intravascular MRI acquisitions were realized using a custom-made loopless intravascular antenna [OA97]. This coil design was chosen for its thin and elongated shape, which allows an easy insertion inside a balloon catheter or other interventional instruments. Furthermore, its relatively flat longitudinal sensitivity profile [SYA03] allowed us to do multi-slice imaging without the requirement of moving the imaging coil. The intravascular coil was used in receive-only mode, radiofrequency transmission being performed by the scanner integrated body coil.

7.5.3 Imaging protocols

All MRI acquisitions were realized on a clinical 1.5 T scanner (Magnetom Avanto, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). Sequence parameters for MRI protocols are presented in table VII.I. As mentioned previously, a bSSFP sequence

was selected as it has been demonstrated to lead to the best vessel wall depiction in an intravascular MRI context [HJW⁺06]. Overall, 18 sequence parameters sets (12 for intravascular MRI and 6 for surface MRI) with acquisition times under 5 s/slice, to be compatible with an endovascular workflow, were selected. Different sequence parameters were used for surface MRI and intravascular MRI to capitalize on the different strengths of the two approaches. First, the narrow spatial sensitivity profile of the intravascular coil allows for the use of a small FoV without risking significant fold-over artifacts. This reduction in FoV permits high resolution imaging in relatively short scan times as a significantly smaller acquisition matrix can be used. In comparison to the surface coils, the increased reception sensitivity of the intravascular coil counterbalances the loss in SNR resulting from the high spatial resolution and small sampling matrix. The use of a 32 mm x 32 mm FoV for all intravascular MRI sequences was found to provide a great flexibility regarding adjustments to the other sequence parameters. Inversely, while a large FoV is required for surface MRI, the multi-channel capabilities of surface coils allow for the use of parallel imaging to increase flexibility regarding acquisition time. GRAPPA [GJH⁺02] parallel imaging with an acceleration factor of 2 and 24 reference lines was performed using 6 channels from the commercial spine and body arrays (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). For all 18 sequences, a constant flip angle of 70° was used and 4 contiguous cross-sectional images were obtained at each of the 5 phantom segments, resulting in a total of $4 \times 5 \times 18 = 360$ MRI images. A 20-MHz IVUS probe (Visions PV, Jomed, Rancho Cordova, CA, USA) was inserted in the phantom under fluoroscopic guidance. Images were acquired during a motorized mechanical pull-back (Track back II, Volcano, Rancho Cordova, CA, USA) at a speed of 0.5 mm/s. From the acquired data, 20 slices corresponding to the positions of the MRI slices were extracted. All images were reformatted to a 50 μ m in-plane resolution, a 1 mm slice thickness and a 20 mm x 20 mm FoV.

Finally, an MDCT scan was performed with a 200 mm x 200 mm FoV and a 512

TAB. VII.I – Magnetic resonance imaging sequence parameters

| # | Acqu. time (s/slice) | Matrix | FoV (mm) | In-plane resol. (μm) | Slice thick. (mm) | T_R (ms) | T_E (ms) | BW (Hz/pixel) | NEX | iPAT* |
|-----------------------------|----------------------|-------------|-----------|-----------------------------------|-------------------|------------|------------|---------------|-----|-------|
| Intravascular MRI sequences | | | | | | | | | | |
| 1 | 4.6 | 192 x 192 | 32 x 32 | 167 | 3 | 11.84 | 5.92 | 199 | 2 | 1 |
| 2 | 2.3 | 192 x 192 | 32 x 32 | 167 | 3 | 11.84 | 5.92 | 199 | 1 | 1 |
| 3 | 4.5 | 128 x 128 | 32 x 32 | 250 | 3 | 8.81 | 4.41 | 266 | 4 | 1 |
| 4 | 3.4 | 128 x 128 | 32 x 32 | 250 | 3 | 8.81 | 4.41 | 266 | 3 | 1 |
| 5 | 2.3 | 128 x 128 | 32 x 32 | 250 | 3 | 8.81 | 4.41 | 266 | 2 | 1 |
| 6 | 1.1 | 128 x 128 | 32 x 32 | 250 | 3 | 8.81 | 4.41 | 266 | 1 | 1 |
| 7 | 4.4 | 64 x 64 | 32 x 32 | 500 | 3 | 6.79 | 3.40 | 266 | 10 | 1 |
| 8 | 3.5 | 64 x 64 | 32 x 32 | 500 | 3 | 6.79 | 3.40 | 266 | 8 | 1 |
| 9 | 2.6 | 64 x 64 | 32 x 32 | 500 | 3 | 6.79 | 3.40 | 266 | 6 | 1 |
| 10 | 1.7 | 64 x 64 | 32 x 32 | 500 | 3 | 6.79 | 3.40 | 266 | 4 | 1 |
| 11 | 0.9 | 64 x 64 | 32 x 32 | 500 | 3 | 6.79 | 3.40 | 266 | 2 | 1 |
| 12 | 0.4 | 64 x 64 | 32 x 32 | 500 | 3 | 6.79 | 3.40 | 266 | 1 | 1 |
| Surface MRI sequences | | | | | | | | | | |
| 13 | 4.1 | 1024 x 1024 | 350 x 350 | 342 | 3 | 7.82 | 3.91 | 257 | 1 | 2 |
| 14 | 4.8 | 704 x 704 | 350 x 350 | 497 | 3 | 6.83 | 3.41 | 263 | 1 | 1 |
| 15 | 2.5 | 704 x 704 | 350 x 350 | 497 | 3 | 6.83 | 3.41 | 263 | 1 | 2 |
| 16 | 4.5 | 384 x 384 | 350 x 350 | 911 | 3 | 5.89 | 2.95 | 266 | 2 | 1 |
| 17 | 2.3 | 384 x 384 | 350 x 350 | 911 | 3 | 5.89 | 2.95 | 266 | 1 | 1 |
| 18 | 1.2 | 384 x 384 | 350 x 350 | 911 | 3 | 5.89 | 2.95 | 266 | 1 | 2 |

* Parallel imaging (GRAPPA) acceleration factor

x 512 reconstruction matrix, resulting in a $390\ \mu\text{m}$ in-plane resolution on a 64-slice scanner (Somatom Sensation 64, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany). The 3D data set was formatted to a 3 mm slice thickness at a 1 mm reconstruction interval. The 20 slices corresponding to the MRI images were extracted for comparison.

7.5.4 Diameter measurement algorithm

An automated vessel diameter measurement algorithm [BSdG⁺04] was used to evaluate the diameter of the different phantom segments in all MRI and MDCT images. The images were first interpolated to a $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ in-plane resolution. The vessel boundary was then defined as the position of the maximum of the signal intensity gradient norm corresponding to the interface between the lumen and the inner side of the phantom wall. The centroid of the points belonging to the segmented vessel boundary was then calculated. The vessel diameter was defined as twice the mean distance between all the segmented contour points and the computed centroid. This method allows for a robust evaluation of the diameter for a vessel with a known circular geometry; and the precision of the evaluated diameter can be estimated from the variability of the distance between the centroid and all contour points.

The same boundary segmentation algorithm was used for the IVUS images. The accuracy and precision of this vessel boundary detection method for IVUS have been demonstrated [BSdG⁺04]. However, due to the discontinuous appearance of the vessel wall in these images and some points of contact between the ultrasound probe and the phantom wall, a complete contour could generally not be extracted. The vessel diameter was then defined as the mean of three to six diameter measurements performed at a 30 degrees angular interval. Only measurements corresponding to angular positions showing a good vessel wall depiction were kept.

For all MRI images, an SNR value was computed from a thin 0.4 mm ring containing the outer part of the vessel lumen adjacent to the segmented vessel wall.

This SNR value represents a good evaluation of the SNR at the vessel boundary and will be used throughout this paper. This distinction on the position of the SNR measurement is important since the inhomogeneous sensitivity profile of the intravascular antenna leads to important spatial variations of SNR.

7.6 Results

7.6.1 Coil sensitivity profile effects

The intravascular loopless antenna is known to present a radial sensitivity profile decreasing as $1/r$, with r being the radial distance to the antenna [SYA03]. It is common usage to compensate for this spatial sensitivity decrease by multiplying the pixel intensity values by r to create an image with a uniform intensity profile [OA97], [SYA03], [ESQB08]. To our knowledge, this sensitivity homogeneity correction is generally performed only to allow a good visualization of the vascular image.

Interestingly, it was found that the evaluated vessel diameters computed from the uncorrected images were systematically smaller than the diameters measured from the same images after the sensitivity homogeneity correction. The diameters measured on uncorrected images were smaller by an average of 0.11 ± 0.08 mm and this difference was shown to be statistically significant using a paired Student t-test ($p < 0.001$). This effect is illustrated by the noiseless theoretical vessel profiles shown in figure 7.1a. In the case of a surface coil with a spatially homogenous sensitivity, the location of the maximum intensity gradient corresponds directly to the true vessel boundary. In reality, all surface coils show a certain degree of inhomogeneity, but their sensitivity can be expected to show only a limited variation over the size of a typical vessel. However, when an intravascular antenna is used, the measured gradient becomes a superposition of the decreasing sensitivity profile and the true signal gradient from the vessel boundary. This superposition modifies the

location of the maximum gradient and systematically leads to an underestimation of the true vessel diameter. This effect was also found to be more important when the intravascular antenna was placed in an off-centered position in regards to the vessel axis. This underestimation effect can also be assessed from the experimental uncorrected and corrected profiles shown in figure 7.1b. Following these results, all vessel diameters from intravascular MRI images presented in the following sections refer to measurements realized on corrected images.

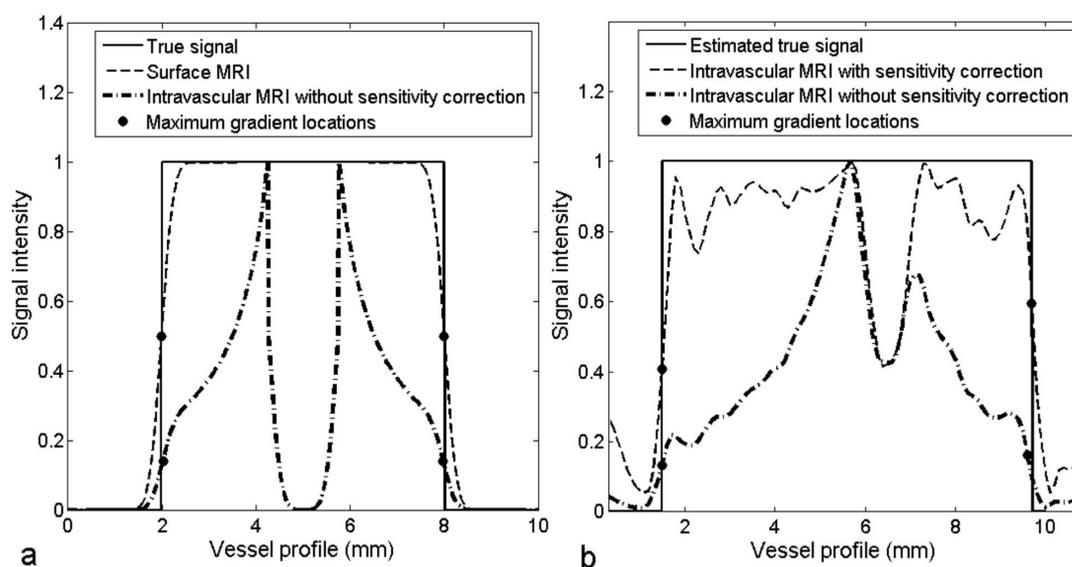


FIG. 7.1 – a) Noiseless theoretical vessel profiles for the different MRI coils. The very inhomogeneous sensitivity profile of the intravascular coil leads to an underestimation of the true vessel diameter. b) Experimental vessel profiles acquired with the intravascular coil (sequence 3). The estimated diameter with the sensitivity correction (8.5 mm) is larger than the one estimated from the uncorrected profile (8.4 mm). The signal void in the intravascular MRI profiles correspond to the position of the antenna.

7.6.2 Geometrical accuracy results

Figure 7.2 presents typical phantom images acquired using all imaging modalities. The position of the vessel boundary can easily be depicted in all images. Table 2 presents the measured mean relative diameter differences for all MRI and MDCT

acquisitions in comparison to IVUS, with confidence intervals computed from paired Student t-tests. IVUS was selected as the gold standard as it is a validated and accurate modality [BSdG⁺04], often acts as the reference clinically and provides the highest spatial resolution of all investigated modalities. Furthermore, as the pressurization of the phantom can potentially influence the actual dimensions of the vessel, direct measurements were judged more accurate and precise than the theoretical dimensions. Accordingly, all experiments were performed under the exact same pressure conditions.

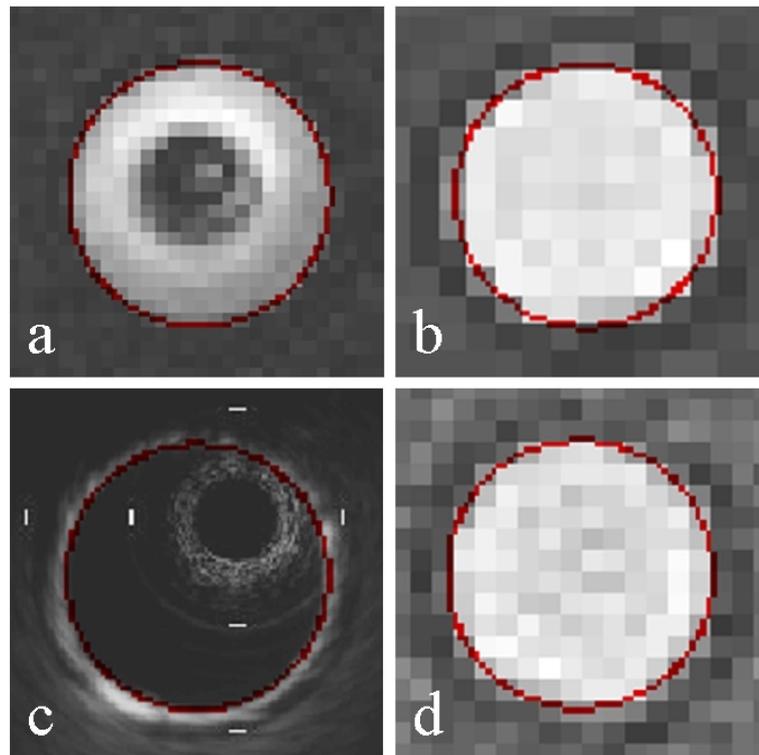


FIG. 7.2 – Representative images from the different imaging modalities for the third phantom segment (4.9 mm). a) Intravascular MRI with sensitivity correction (sequence 3). b) MRI (sequence 14). c) IVUS. d) MDCT. The signal void in the intravascular MRI image corresponds to the position of the antenna and respective estimated vessel boundaries are overlaid on all images.

It can be observed that all MRI sequences show a tendency to underestimate the diameters in comparison to the values measured on corresponding IVUS images.

TAB. VII.II – Measured mean diameter differences in comparison to IVUS

| # | Acqu. time (s/slice) | In-plane resol. (μm) | Mean relative difference to IVUS | 95 % confidence interval |
|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------------|--|-----------------------------|
| Intravascular MRI sequences | | | | |
| 1 | 4.6 | 167 | -2.2% | [-2.9%, -1.5%] |
| 2 | 2.3 | 167 | -2.6% | [-3.3%, -1.9%] |
| 3 | 4.5 | 250 | -1.6% | [-2.4%, -0.9%] |
| 4 | 3.4 | 250 | -1.8% | [-2.5%, -1.0%] |
| 5 | 2.3 | 250 | -1.8% | [-2.6%, -1.0%] |
| 6 | 1.1 | 250 | -2.2% | [-2.9%, -1.4%] |
| 7 | 4.4 | 500 | -2.0% | [-2.8%, -1.1%] |
| 8 | 3.5 | 500 | -2.0% | [-2.8%, -1.1%] |
| 9 | 2.6 | 500 | -1.9% | [-2.8%, -1.1%] |
| 10 | 1.7 | 500 | -2.0% | [-2.9%, -1.2%] |
| 11 | 0.9 | 500 | -2.2% | [-3.0%, -1.4%] |
| 12 | 0.4 | 500 | -2.6% | [-3.3%, -1.9%] |
| Surface MRI sequences | | | | |
| 13 | 4.1 | 342 | -4.2% | [-5.1%, -3.3%] |
| 14 | 4.8 | 497 | -4.3% | [-4.9%, -3.8%] |
| 15 | 2.5 | 497 | -4.6% | [-5.5%, -3.7%] |
| 16 | 4.5 | 911 | -7.4% | [-9.0%, -5.8%] |
| 17 | 2.3 | 911 | -7.5% | [-8.7%, -6.2%] |
| 18 | 1.2 | 911 | -7.7% | [-9.0%, -6.5%] |
| MDCT | | | | |
| | | | -1.9% | [-2.3%, -1.5%] |

This negative bias becomes increasingly important as the spatial resolution and the SNR decrease. As a consequence, this underestimation is larger for the surface MRI sequences. Also, it can be assessed that the relative differences between intravascular MRI and IVUS are of the same order of magnitude as the differences between MDCT and IVUS. However, MDCT provides a higher accuracy when compared to surface MRI.

In overall, sequence 3 shows the highest level of concordance with IVUS. Sequences 1 and 2, while having a higher spatial resolution, suffer from a lower SNR.

Inversely, sequences 7 to 12 also show a slightly lower accuracy as a consequence of their lower spatial resolution. Furthermore, while sequences 7-12 demonstrated a relatively good accuracy for circular vessels, it can be expected that their 500 μm in-plane resolution might not be sufficient to clearly depict small morphological features in real vessels.

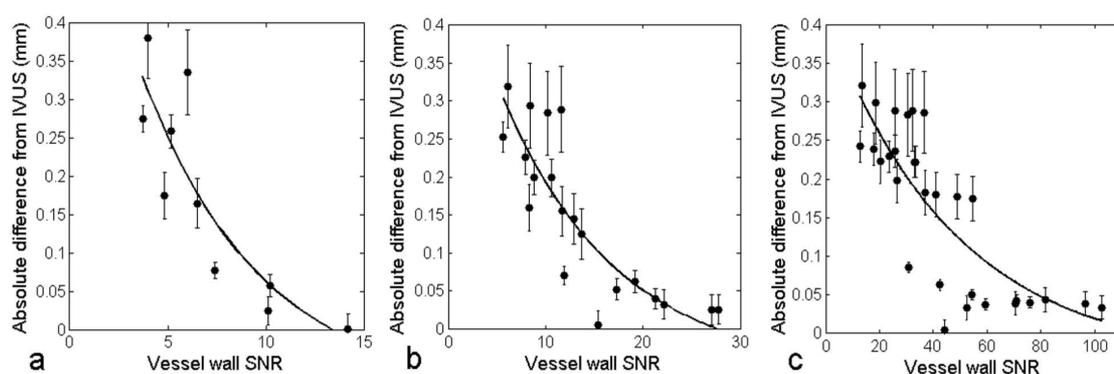


FIG. 7.3 – Absolute difference between intravascular MRI and IVUS as a function of vessel wall SNR in the intravascular MRI images for intravascular MRI sequences with an in-plane resolution of a) 167 μm (sequences 1-2). b) 250 μm (sequences 3-6). c) 500 μm (sequences 7-12).

While the mean difference values presented in table VII.II allow for a quick assessment of the general behavior of all MRI sequences, some tendencies are hidden by the averaging process over all segment sizes. In particular, intravascular MRI has the intrinsic characteristic of generating images showing a rapid decrease in SNR as a function of the distance to the antenna. As such, for the same imaging parameters, a much higher vessel wall SNR is expected for a smaller vessel, which should lead to a more precise vessel wall depiction. This effect is illustrated in figure 7.3. Absolute difference from IVUS is shown as a function of vessel wall SNR for the 3 in-plane resolutions investigated with intravascular MRI (167 μm , 250 μm and 500 μm). It can be assessed that the absolute difference between IVUS and intravascular MRI is directly related to the vessel wall SNR in the intravascular MRI images and that this difference dramatically increases when the SNR drops below a certain level.

These low vessel wall SNR values correspond to larger vessels and faster imaging sequences. It was observed that this relation between the deviation from IVUS and SNR could be fitted with a good accuracy to a mono-exponential decay model ($R = 0.87, 0.85$ and 0.81 respectively for the 3 in-plane resolutions). This analysis can also explain why higher errors are obtained with surface MRI with a resolution of $497 \mu\text{m}$ in comparison to intravascular MRI with a very similar resolution ($500 \mu\text{m}$). Effectively, the SNR values achieved with surface MRI (all below 30 for the sequences investigated) are consistently lower than the typical values achieved with intravascular MRI for the same in-plane resolution. Furthermore, using the fitted models, it can be observed that the SNR for which a given absolute difference from IVUS is observed is inversely related to the in-plane spatial resolution. For example, for a modeled absolute error of 0.15 mm , matching SNR values of 7.1 ($167 \mu\text{m}$), 12.1 ($250 \mu\text{m}$) and 41.9 ($500 \mu\text{m}$) are found.

In a similar scope, figure 7.4 allows further comparison between the geometrical accuracy of intravascular MRI and surface MRI with respect to IVUS. Vessel diameter measurements from the best in overall sequence for each modality (respectively sequence 3 for intravascular MRI and sequence 13 for surface MRI) are presented as a function of the corresponding IVUS measurements. It can be observed that for small vessel diameters, the data points from intravascular MRI remain very close to the line of equality, indicating no systematic bias in comparison to IVUS. However, as the vessel size increases and, consequently, the vessel wall SNR decreases, the aforementioned underestimation effect becomes more important. Since no relationship exists between vessel size and vessel wall SNR for surface MRI, the underestimation remains mostly constant over varying vessel diameters for this imaging modality. As a result, the benefits arising from the use of intravascular MRI over surface MRI are particularly important for smaller vessels.

In an interventional context, one might be interested to sacrifice SNR in order to reduce the total acquisition time, as long as the diameter estimation accuracy

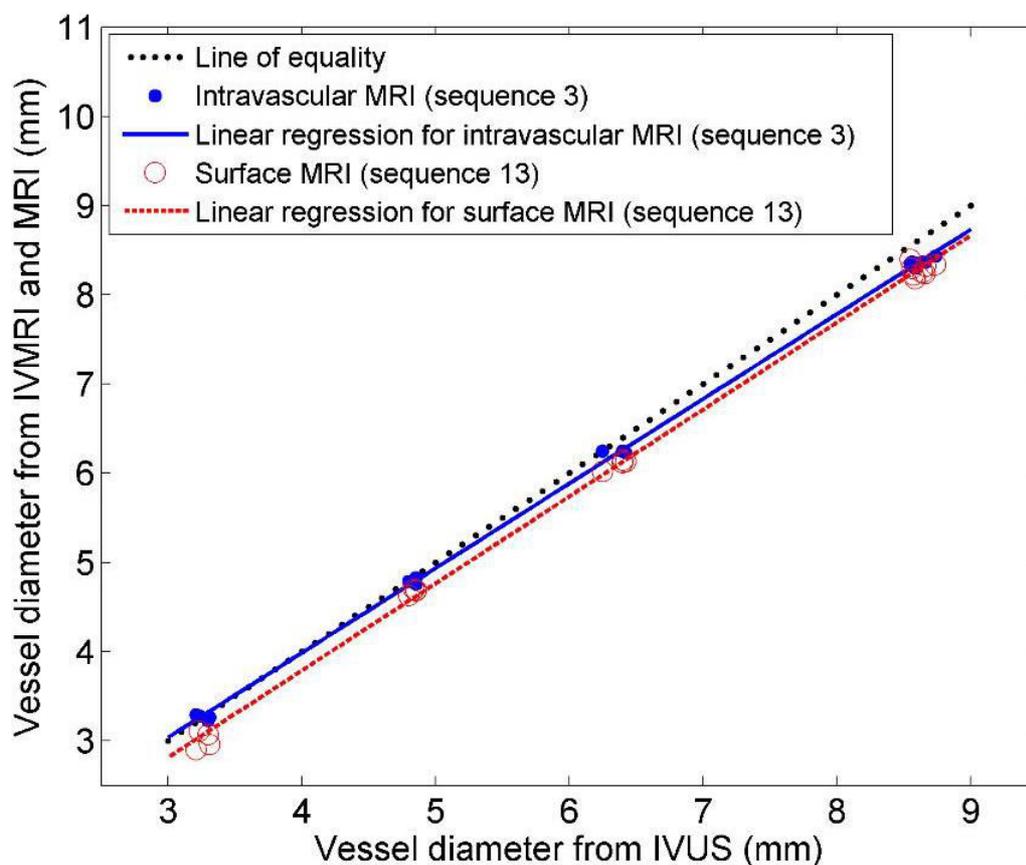


FIG. 7.4 – Vessel diameter measurement from intravascular MRI (sequence 3) and surface MRI (sequence 13) as a function of the vessel diameter measurement from IVUS. The line of equality indicates a perfect correspondence between the compared modalities. Error bars are included in the size of the data points.

does not decrease significantly. Especially for smaller vessels, even though sequence 3 leads to an optimal result, other intravascular MRI sequences might represent a very small penalty in terms of geometrical accuracy, while being significantly faster. Figure 7.5 corresponds to figure 7.3b, but with a distinct identification of all 5 phantom segments. The 4 data points for each phantom segment correspond to sequences 3-6, in decreasing order of SNR. The number adjacent to each data point identifies the corresponding sequence. As discussed previously, it can be seen that the lower SNR values are obtained for the larger vessels (segments 1 and 5). Inversely, it can be assessed that even sequence 6 leads to a relatively small

deviation from IVUS for the two smallest vessels (segments 3 and 4). In the current experimental setup, this sequence would be the right choice in any situation in which time is critical for vessels with a diameter smaller than 5 mm. Also, for such small vessels, sequences providing a higher spatial resolution, for example sequences 1 and 2, could be used. Following the same logic, a tradeoff between geometrical accuracy and acquisition time can be obtained for the other vessel segments. However, it can be projected that a geometrical accuracy similar to the one observed for the two smallest vessels might only be attained for the two largest vessels (corresponding approximately to iliac arteries) using sequences providing a higher SNR than the ones investigated. Longer sequences, providing a higher SNR, were not tested in this study as only sequences that are competitive with IVUS regarding acquisition time were chosen, but could be acceptable in some conditions. Longer acquisitions are also potentially more sensitive to movement related artefacts.

7.7 Discussion

Results presented in the previous section indicate that cross-sectional bSSFP images acquired using intravascular MRI can provide a highly accurate and precise depiction of a vessel geometry, with a relative deviation from IVUS of the order of 2 % being achievable. Also, when compared to IVUS, all sequences tested in this study are competitive regarding acquisition time. For example, 63 seconds would be required to cover a typical region-of-interest of 4 cm surrounding a stenosis using sequence 3. Covering the same region with IVUS, using a pull-back speed of 0.5 mm/s would require 80 seconds.

Early in the development of intravascular imaging, flow and movement artefacts were identified as potential limitations of this approach [HHDC92], [MPH92], [QLZP+99]. However, these studies were performed with standard gradient-echo or spin-echo sequences resulting in acquisition times of several minutes per slice. More

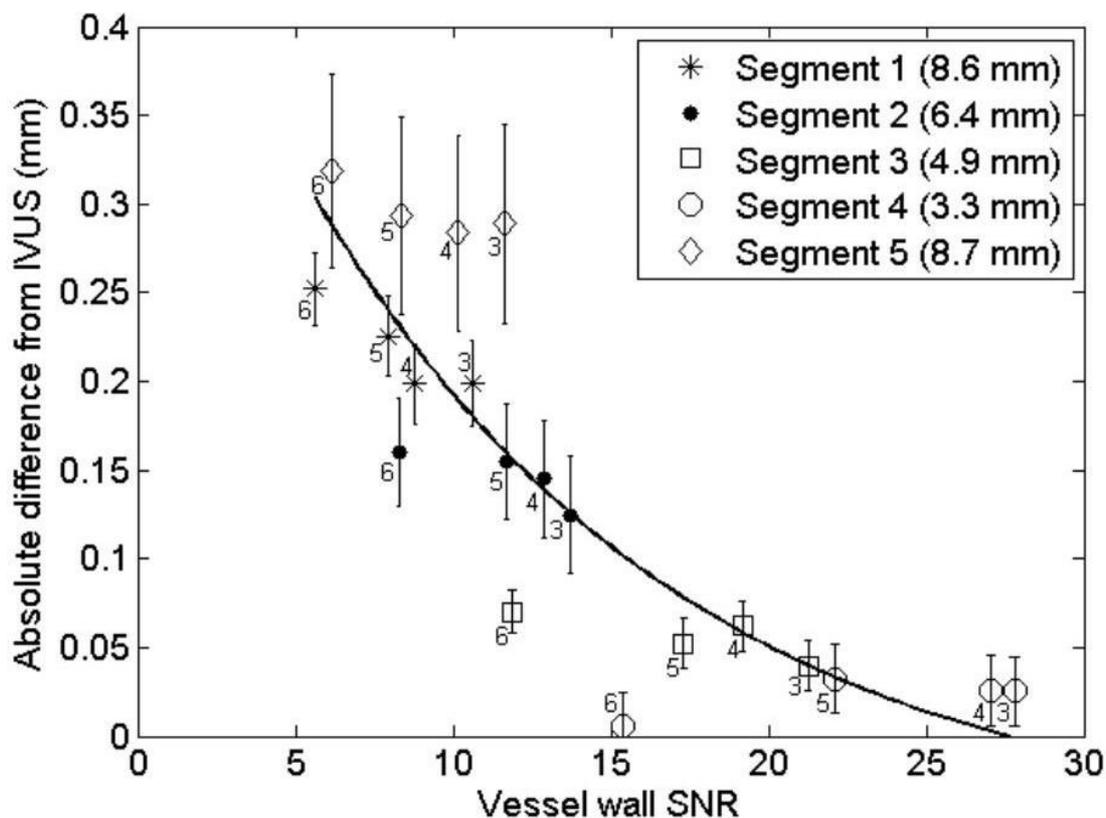


FIG. 7.5 – Absolute difference between intravascular MRI and IVUS as a function of vessel wall SNR in the intravascular MRI images for intravascular MRI sequences with an in-plane resolution of 250 μ m (sequences 3-6). The number adjacent to each data point identifies the corresponding sequence. A smaller vessel diameter corresponds to a higher vessel wall SNR and a lower deviation from IVUS.

recent investigations have shown that the use of fast imaging sequences conjointly with intravascular imaging can provide a good and precise vessel wall depiction in vivo [HJW⁺06], [SYN⁺07]. Accordingly, while the absence of flow and movement is definitely a limitation of the presented phantom study, the impact of these factors can be expected to be limited as bSSFP sequences with acquisitions times below 5 seconds per slice were investigated. Another limitation for the use of active interventional devices is the potential radiofrequency heating that can occur [NOR⁺01] and this issue definitely needs to be kept in mind in the perspective of in vivo applications. Several possible solutions to this problem have been pre-

sented [WVS⁺05], [UMSB06], [KBU08] and there is still on-going research in this field.

In another scope, conclusions regarding the choice of optimal bSSFP sequence parameters for intravascular imaging will unquestionably depend on the experimental setup used, and parameters such as the design of the intravascular coil as well as the main field strength will play a role. For example, other coil designs such as opposed-solenoids coils [HJW⁺06], [HEW⁺04] or single loop coils [QLZP⁺99] might provide a different local SNR. Similarly, a quadratic increase in SNR with an increasing main field strength has been shown in the case of the loopless antenna [ESQB08]. Consequently, more than the individual results presented, the highlighted relations between in-plane resolution, SNR, acquisition time, vessel size, sensitivity profile of the coil and the achieved geometrical accuracy need to be emphasized. Also, the presented study had the objective of comparing different bSSFP sequence parameters in the context of geometrical measurement of vessels. Other applications, in particular atherosclerotic plaque imaging, might require different sequence parameters.

Many vessel diameter measurement algorithms are reported in the literature. In addition to the approach used in this paper, methods using active contours [KBO⁺99], or full-width-at-half-maximum (FWHM) [TCT⁺07], [HBV98] are often reported. The choice of a diameter estimation method can potentially influence the absolute values of the measurements. In particular, while no systematic bias is reported for the method we used [BSdG⁺04], the slight underestimation effect observed for MRI and MDCT in comparison to IVUS might be related, at least in part, to the segmentation process. Regarding the segmentation process, it was observed that the sensitivity profile correction of intravascular MRI images plays an important role for an accurate estimation of diameter with the algorithm used in this study. This sensitivity correction definitely appears mandatory for methods such as FWHM and should also influence the outcome of most active contour

methods.

In conclusion, this paper illustrates that intravascular MRI can be used to perform accurate and precise measurements of vessel morphology and highlights different relations between important imaging parameters. While this approach is likely not suited for diagnostic use because of its inherent invasiveness, the added value of intravascular MRI in comparison to traditional surface MRI in terms of spatial resolution, SNR and geometrical accuracy illustrates the benefits arising from the use of an intravascular imaging coil during a MR-guided interventional procedure. In such an application, intravascular MRI, using sequences parameters adapted to the size of the vessel of interest, appears as a valuable help to increase the accuracy of vascular measurements, either for a pre-treatment evaluation or to access the outcome of the procedure.

7.8 Acknowledgments

The authors would like to thank Guy Cloutier and Boris Chayer from the Laboratoire de Biorhéologie et d'Ultrasonographie Médicale (LBUM) of the Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) for the loan of the vascular phantom.

CHAPITRE 8

ARTICLE 3 : IMPROVED IN-STENT LUMEN VISUALIZATION USING INTRAVASCULAR MRI AND A BALANCED STEADY-STATE FREE-PRECESSION SEQUENCE

Guillaume Gilbert, Gilles Soulez, Gilles Beaudoin

8.1 Contributions des auteurs et permissions

Contributions des auteurs

Guillaume Gilbert

- Idée originale du projet
- Élaboration du protocole expérimental
- Réalisation de l'ensemble des mesures expérimentales
- Analyse des résultats
- Rédaction de l'article

Gilles Soulez

- Direction générale du projet (aspect médical)
- Révision de l'article

Gilles Beaudoin

- Direction générale du projet
- Révision de l'article

Accord de l'éditeur

Elsevier, maison d'édition de *Academic Radiology* permet la reproduction d'un article à l'intérieur d'une thèse ou d'une dissertation écrite par l'un des auteurs sans nécessiter une permission spéciale. Des détails sur la politique de Elsevier par rapport au droits d'auteurs peuvent être trouvés à l'adresse :

[http : //libraryconnect.elsevier.com/lcp/0403/lcp0403.pdf](http://libraryconnect.elsevier.com/lcp/0403/lcp0403.pdf).

8.2 Abstract

Rationale and Objectives

To investigate the ability of an intravascular magnetic resonance (MR) loopless antenna to reduce the radio-frequency shielding of a vascular stent during signal reception as a way to improve the visualization of the in-stent lumen.

Materials and methods

Using a balanced steady-state free-precession (bSSFP) sequence and a dedicated vascular phantom, the signal-to-noise ratio (SNR) inside the lumen of a stent is evaluated as a function of the nominal flip angle and compared with the results obtained for a reference vessel without a stent. All experiments are performed using successively an intravascular loopless antenna and surface arrays coils. Using an optimized protocol, in vitro in-stent restenosis visualization and quantification experiments are performed in order to evaluate the validity of an approach using an intravascular antenna and cross-sectional images to depict a vascular lesion inside a stent.

Results

It is demonstrated that the use of a loopless antenna effectively eliminates the radio-frequency shielding effect of the stent during signal reception. Furthermore, using a bSSFP sequence with a carefully chosen nominal flip angle, an equally good blood SNR can be obtained inside and outside the stent. Results of in vitro in-stent restenosis quantification measurements using the proposed method illustrate the benefits arising from the use of the intravascular antenna.

Conclusion

In the perspective of MR-guided vascular interventions, the presented results illustrate that the use of an intravascular antenna can significantly facilitate imaging inside a vascular stent. Potential applications include the monitoring of stent deployment as well as visualization and quantification of in-stent restenosis during an intervention.

8.3 Keywords

Intravascular MRI, stent, radio-frequency shielding, balanced steady-state free-precession

8.4 Introduction

Vascular stents are nowadays widely used during revascularization procedures to improve the short- and long-term success rate of the intervention [vKB⁺99]. However, metallic implants like vascular stents are also known to produce susceptibility and radiofrequency (RF) shielding artefacts [BBV02], [WTY⁺03], [GSL05] that can considerably hinder the depiction of the stent lumen during magnetic resonance angiography (MRA) and therefore reduce the validity of this approach for a subsequent visualization of the vessel of interest. For instance, a recognized complication of a revascularization procedure using a vascular implant is in-stent restenosis [VBL⁺05] and the assessment and quantification of this potential problem requires a careful follow-up inspection of the in-stent lumen that can be hindered by the artefacts created by the stent itself. Proposed solutions to increase the luminal depiction inside the stent during MRA include the use of specially designed inductively-coupled [QKK⁺02] or artefact-free stents [SRS⁺03] and the employment of an angiography sequence with an increased flip angle [BBV02].

Along with the development of MRA as a diagnostic tool, several developments have been made toward the execution of endovascular interventional therapeutic procedures under MR-guidance [EHZ⁺06], [BW08]. In comparison to the standard clinical setup using X-rays, MRI offers a complete elimination of the use of ionizing radiation, a reduction in the use of nephrotoxic contrast agents, functional and anatomical information in three dimensions and an appreciably improved contrast

between soft tissues. However, in the case of a procedure involving the deployment of a stent or a previously implanted stent, these benefits can potentially be locally cancelled by the reduction of the lumen depiction caused by the stent.

In addition to their ability to be tracked during the intervention, some active intravascular coils allow for high-resolution and high signal-to-noise ratio (SNR) imaging of the vessel wall [LKS⁺08], [HJW⁺06]. These intravascular coils are particularly well suited for cross-sectional imaging of the vessel in two dimensions and investigations have demonstrated that the use of a balanced steady-state free-precession (bSSFP) sequence can provide a precise vessel wall depiction in such situation, even in the presence of flow or movement [HJW⁺06]. This sequence also generates a positive blood contrast without the need for using a vascular contrast agent.

To our knowledge, no systematic investigation of the performance of intravascular MRI for in-stent lumen visualization has been reported. Nevertheless, the high SNR that can be reached using this imaging modality definitely appears beneficial for such application. In addition, as the receive antenna can be inserted inside the lumen of the vascular stent, a favourable and significant alteration of the RF shielding effect of the stent can be expected during signal reception.

Accordingly, the aim of this study is to examine the benefits that can be obtained by using an intravascular antenna conjointly with a bSSFP sequence for in-stent lumen visualization during a MR-guided vascular intervention. In a first part, the behaviour of the intravascular antenna with respect to the RF shielding effect of the stent is studied, along with an evaluation of the impact of the applied flip angle. All measurements are performed for three clinically relevant blood contrast agent concentrations. Secondly, a preliminary investigation of the efficiency of an approach using an intravascular antenna and cross-sectional bSSFP images for the visualization and quantification of in-stent stenosis is performed in a dedicated vascular phantom.

8.5 Materials and Methods

8.5.1 Background MR physics theory

The presence of a metallic vascular stent has been shown to lead to both susceptibility artefacts and a RF shielding effect [BBV02], [WTY⁺03], [GSL05]. Susceptibility artefacts are caused by magnetic field gradients located at the interface between two materials of different magnetic susceptibilities, in the current situation the stent and the surrounding vascular anatomy. These artefacts can be mitigated by using nitinol, platinum or chromium-cobalt implants instead of stainless steel stents [WTY⁺03]. The RF shielding effect arises from electrical currents induced in the conductive loops of the vascular stent structure. According to Lenz's law, these currents will generate a magnetic flux that will oppose the net magnetic flux change. During excitation, this RF shielding will generate a decrease of the effective flip angle for spins located inside the stent lumen [GSL05]. Considering that the nominal flip angle applied is optimized to correspond to the optimal flip angle for spins located outside the stent, this effect will generally lead to a signal decrease inside the vascular implant. Furthermore, this shielding effect also manifests itself during the reception phase, decreasing the signal received from spins located in the stent lumen.

Neglecting susceptibility artefacts, the signal for a bSSFP sequence, both inside a vascular stent and in a vessel without a stent, can be written as [BBV02], [Sch03]

$$|S_{bSSFP}| = \lambda_r(\vec{r}) M_0 \frac{\sqrt{e^{-T_R/T_2}} (1 - e^{-T_R/T_1}) \sin(\lambda_t(\vec{r})\alpha)}{1 - (e^{-T_R/T_1} - e^{-T_R/T_2}) \cos(\lambda_t(\vec{r})\alpha) - e^{-T_R/T_1} e^{-T_R/T_2}} \quad (8.1)$$

where α is the nominal flip angle applied and M_0 is the equilibrium magnetization. The $\lambda_r(\vec{r})$ and $\lambda_t(\vec{r})$ parameters indicate, respectively, the reception and transmission efficiency of the system. For example, the condition $\lambda_r(\vec{r}_0) = \lambda_t(\vec{r}_0) = 1$ implies that the effective flip angle at the position $\vec{r} = \vec{r}_0$ will be equal to the nominal flip

angle and that the signal from that point will be received with a 100 % relative efficiency. In the case of a voxel located inside the lumen of a vascular stent and imaged using external coils for both transmission and reception, it can be expected that the $\lambda_r(\vec{r})$ and $\lambda_t(\vec{r})$ efficiency parameters will be significantly lower than 1, as a result of the RF shielding effect of the stent itself. Effectively, values between 0.38 and 0.57 were reported for an experiment using a fast spoiled gradient echo sequence for nitinol stents placed parallel to the main magnetic of 1.5 T scanner [WTY⁺03].

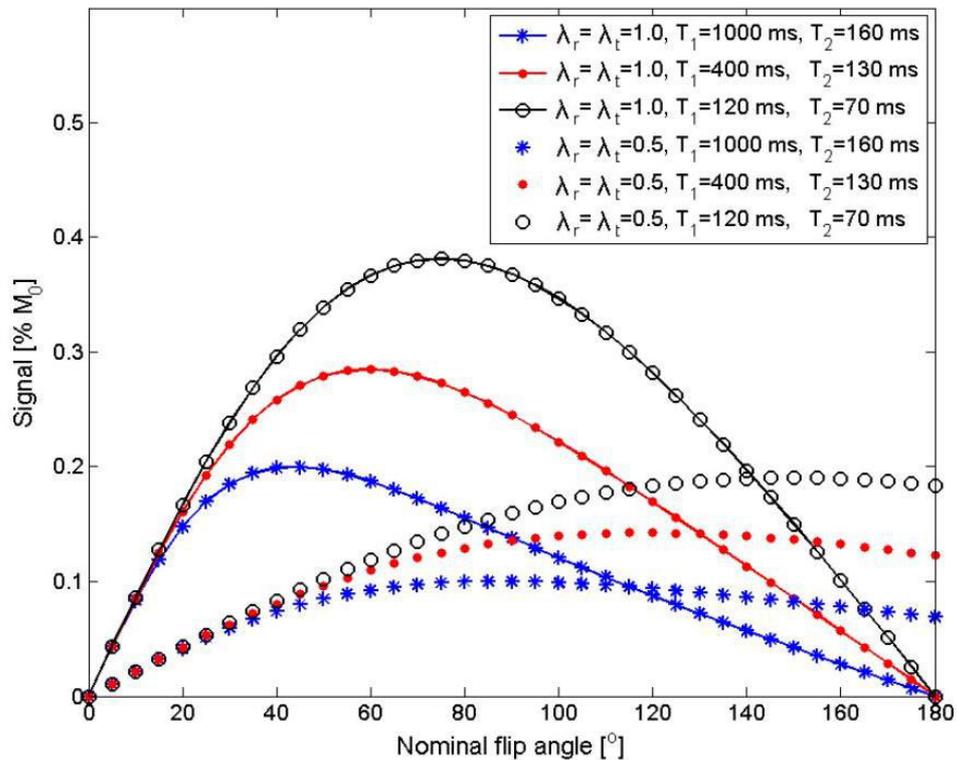


FIG. 8.1 – Signal for a bSSFP sequence as a function of the nominal flip angle for different transmission and reception efficiencies and different T_1 and T_2 blood relaxation times.

Figure 8.1 presents the behaviour of the bSSFP signal predicted by equation 8.1 as a function of the nominal flip angle for values of $\lambda_r = \lambda_t = 1$ and $\lambda_r = \lambda_t = 0.5$, corresponding roughly to situations encountered without a stent and inside a vascular stent, for an acquisition performed with external coils. The signal

behaviour is displayed for three T_1 , T_2 values pairs corresponding approximately to values encountered for non-enhanced blood ($T_1 = 1000$ ms, $T_2 = 160$ ms), in the presence of a steady-state gadolinium concentration ($T_1 = 400$ ms, $T_2 = 130$ ms) [SHGS85] and in the presence of a gadolinium bolus concentration ($T_1 = 120$ ms, $T_2 = 70$ ms) [WWvdG⁺99]. It can be assessed that, for clinically relevant flip angles (typically 20 - 90), the signal inside the stent is considerably lower than the one obtained in the absence of the stent and that the optimal flip angle value is shifted as a result of the decrease of λ_t .

8.5.2 RF shielding evaluation and sequence optimization

In a first step, in order to characterize the respective behaviours of the intravascular antenna and the bSSFP sequence for in-stent imaging, a vascular phantom incorporating two identical parallel flexible plastic tubes (inner diameter : 6 mm) was constructed. A nitinol stent (S.M.A.R.T. 10 mm x 60 mm, Cordis Corporation, Miami, USA) was inserted over one of the two tubes, the other acting as a reference. This particular stent was selected as it is known to produce minimal susceptibility artefacts but to lead to an important RF shielding effect [WTY⁺03]. Each plastic tube was successively placed parallel to the main magnetic field at the isocenter of a 1.5 T clinical scanner (Magnetom Avanto, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) and imaged using a custom-made loopless antenna [OA97]. The same imaging experiment was also performed using a combination of the commercial spine array and body array coils to act as a reference. The standard birdcage bodycoil was used for excitation and the reference excitation voltage was maintained constant for all measurements performed with the same receive setup. Cross-sectional images were acquired at a position corresponding to the middle plane of the vascular stent. For acquisitions performed with the loopless antenna, the junction between the coaxial cable and the antenna whip, which corresponds to the position of highest sensitivity, was placed at the imaged plane. The bSSFP

sequence parameters were : field-of-view = 64 mm x 64 mm, matrix = 256 x 256 (in-plane resolution of 250 μm), $T_R = 8.83$ ms, $T_E = 4.42$ ms, bandwidth = 264 Hz/pixel, number of excitations (NEX) = 5 and slice thickness = 9 mm. The excitation flip angle was varied from 10 to 100 using a 10 increment, to monitor the influence of the excitation angle on the bSSFP signal inside the stent and in the reference tube.

The whole experiment was repeated for three different concentrations of gadopentate dimeglumine (Gd-DTPA) (Magnevist, Berlex, Wayne, USA) vascular contrast agent of 0 mmol/L (non-enhanced contrast), 0.36 mmol/L (steady-state contrast agent concentration, 20 % of the bolus concentration) [SHGS85] and 1.8 mmol/L (bolus contrast agent concentration) [WWvdG⁺99]. A blood mimicking solution consisting of 19.2 mg/L $\text{MnCl}_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ diluted in distilled water was used as the base solution. For each Gd-DTPA concentration, the T_1 and T_2 relaxation times were quantified using, respectively, an inversion-recovery sequence with a variable inversion time and a multi-echo spin echo sequence.

8.5.3 In-stent restenosis visualization

In a second step, to validate the potential use of an intravascular antenna and cross-sectional bSSFP images for in-stent restenosis visualization and quantification, a multimodality vascular phantom was built [CSQ⁺04], [LGSB⁺04]. This phantom consists of a semi-cylindrical container filled with an agar-based tissue mimicking material. A thin walled, polyurethane vessel is embedded in the gel and connected to an inlet and an outlet, to allow easy filling and pressurizing of the vessel. The vessel, with a normal diameter of 8.1 mm, presents two symmetric and circular stenoses. A nitinol vascular stent (S.M.A.R.T. 10 mm x 40 mm, Cordis Corporation, Miami, USA) was placed over the stenosis with the highest area reduction percentage (90 %) in order to simulate an in-stent restenosis. The other stenosis (area reduction percentage of 75 %) remained outside the stent to act as

a reference. The vessel geometry and stent position can be assessed on figure 8.2, presenting an X-ray projection of the phantom.

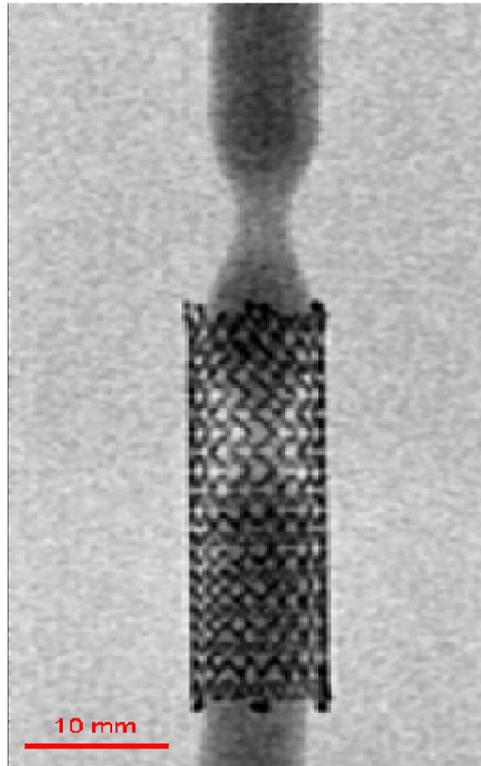


FIG. 8.2 – X-ray projection image of the vascular phantom presenting two stenosis. The normal vessel has a diameter of 8.1 mm and the two stenosis present respectively an area reduction percentage of 90 % (in-stent stenosis) and 75 % (reference stenosis).

This phantom was filled with a non-enhanced blood mimicking solution and imaged using the intravascular antenna and the surface array coils. For each experimental setup, four cross-sectional bSSFP images were acquired, corresponding to the two suspected positions of maximum stenosis and two reference vessel positions, one inside the vascular stent and the other outside it. Parameters for the bSSFP acquisitions with the intravascular antenna were : field-of-view = 32 mm x 32 mm, matrix = 128 x 128 (in-plane resolution of 250 μm), $T_R = 8.92$ ms, $T_E = 4.46$ ms, bandwidth = 255 Hz/pixel, number of excitations (NEX) = 4, slice

thickness = 3 mm, flip angle = 53° , acquisition time = 4.7 seconds/slice. For imaging performed with the surface array coils, a larger field-of-view had to be used in order to avoid wrap-around artefacts, as it is done in clinical practice, leading to sequence parameters : field-of-view = 262.5 mm x 350 mm, matrix = 768 x 1024 (in-plane resolution of 342 μm), $T_R = 7.82$ ms, $T_E = 3.91$ ms, bandwidth = 255 Hz/pixel, number of excitations (NEX) = 1, slice thickness = 3 mm, flip angle = 53° , acquisition time = 6.0 seconds/slice. Prior to the cross-sectional acquisitions, the positions of the two stenoses were assessed using a coronal bSSFP acquisition using the previous parameters, but with a larger 10 mm slice thickness.

In order to grade the stenoses, an automated vessel diameter measurement algorithm [BSdG⁺04], [GSB09] was used to evaluate the diameter of the vessel in the different cross-sectional phantom images. The images were first interpolated to a 100 μm x 100 μm in-plane resolution. A sensitivity homogeneity correction was applied in order to compensate for the radial decrease in sensitivity of the loopless antenna [OA97], as it was demonstrated that this correction improves the geometrical accuracy of morphological measurements, especially when the antenna is placed in an off-center position in regards to the vessel axis [GSB09]. The vessel boundary was then defined as the position of the maximum of the signal intensity gradient norm corresponding to the interface between the lumen and the inner side of the phantom wall. The centroid of the points belonging to the segmented vessel boundary was then calculated. The vessel diameter was defined as twice the mean distance between all the segmented contour points and the computed centroid. This method has been shown to provide a robust evaluation of the diameter for a vessel with a known circular geometry [BSdG⁺04]. Following the vessel segmentation, an SNR value was computed from a thin 1 mm ring containing the outer part of the vessel lumen adjacent to the segmented vessel wall. This SNR value represents a good evaluation of the SNR at the vessel boundary and is used in this paper.

8.6 Results

8.6.1 RF shielding evaluation and sequence optimization

Figure 8.3 presents the bSSFP signal behaviour as a function of the nominal flip angle for regions-of-interest (ROIs) located inside the vascular stent lumen and in the reference tube, for all three Gd-DTPA concentrations. Due to their low SNR values, signals acquired with the surface array coils for the ROI located inside the stent lumen were corrected for a statistical signal bias using an extension of a previously proposed method [DHS01]. For each experimental situation, the relation described by equation 8.1 was fitted to the acquired data using a non-linear least-squares regression algorithm, in order to estimate λ_t and the product $\lambda_r \cdot M_0$, inside the stent lumen and in the reference tube, for imaging performed with the intravascular antenna and the surface array coils. As M_0 can be considered equal in the stent and in the reference tube [BBV02], its effect can be eliminated by presenting results as ratios. The influence of the presence of the stent can be assessed by computing the ratios $\lambda_r(stent)/\lambda_r(ref)$ and $\lambda_t(stent)/\lambda_t(ref)$. These ratios are presented in table VIII.I, along with the estimated relaxation times for the three Gd-DTPA concentrations, and the fitted models are displayed as continuous lines on figure 8.3.

First, it can be observed that images acquired using the intravascular antenna show a significantly higher SNR than images acquired with the surface array coils, both inside the stent lumen and in the reference tube. This higher SNR arise from the superior sensitivity of the intravascular antenna and is the rationale behind the use of intravascular imaging coils in general. For the experimental setup described, the use of the intravascular antenna was found to lead to a mean vessel wall SNR increase of a factor of 6.2 ± 0.5 .

More interestingly, it can also be assessed that the intravascular antenna effectively eliminates the RF shielding effect of the vascular stent during signal reception,

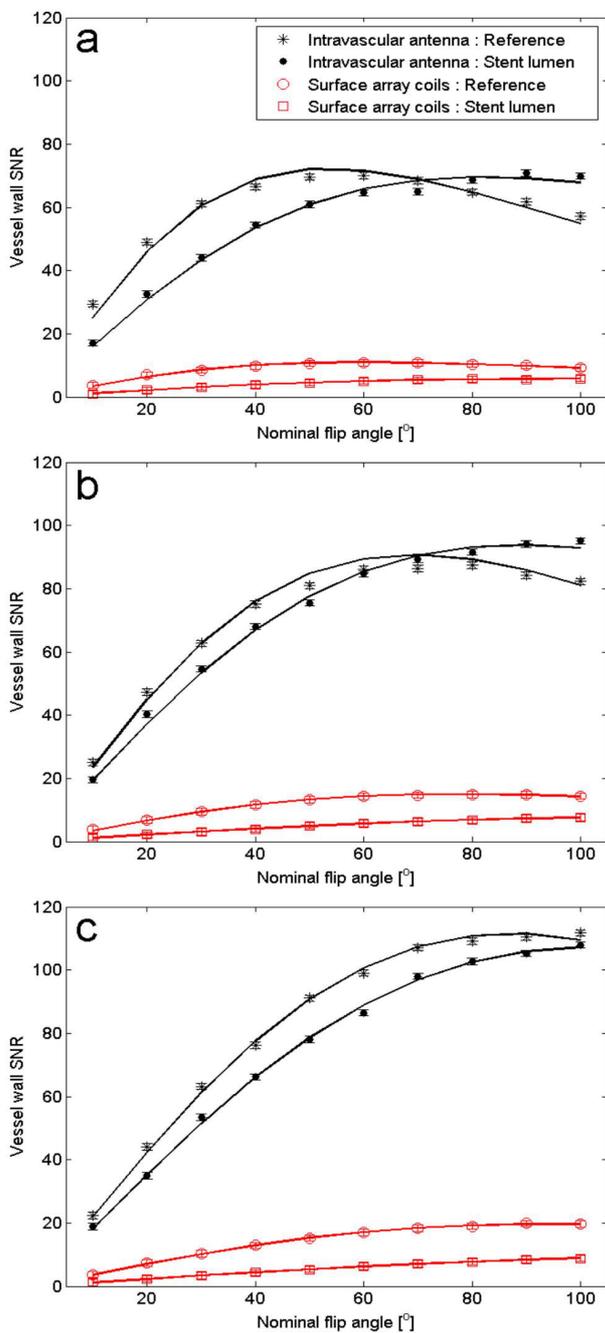


FIG. 8.3 – Vessel wall signal-to-noise ratio inside the stent lumen and in the reference tube as a function of the nominal flip angle. a) 0 mmol/L gadopentate dimeglumine (Gd-DTPA). b) 0.36 mmol/L Gd-DTPA. c) 1.8 mmol/L Gd-DTPA. The same vertical scale is used on all three graphics for better comparison. Continuous lines represent the non-linear regressions to equation 8.1.

TAB. VIII.I – Relaxation times and ratios of in-stent/reference reception and transmission efficiencies for the intravascular antenna and the surface array coils

| Gd-DTPA (mmol/L) | T_1^* (ms) | T_2^* (ms) | Intravascular antenna | | Surface array coils | |
|---------------------|-------------------|-------------------|---|---|---|---|
| | | | $\lambda_r(stent)^*$ $/\lambda_r(ref)$ | $\lambda_t(stent)^*$ $/\lambda_t(ref)$ | $\lambda_r(stent)^*$ $/\lambda_r(ref)$ | $\lambda_t(stent)^*$ $/\lambda_t(ref)$ |
| 0 | 841 [833, 849] | 138 [133, 143] | 0.96 [0.92, 1.00] | 0.65 [0.59, 0.71] | 0.52 [0.50, 0.54] | 0.60 [0.56, 0.64] |
| 0.36 | 348 [345, 351] | 110 [106, 114] | 1.03 [1.00, 1.06] | 0.78 [0.73, 0.83] | 0.53 [0.50, 0.56] | 0.58 [0.53, 0.63] |
| 1.80 | 110 [107, 113] | 63 [59, 67] | 0.96 [0.94, 0.98] | 0.74 [0.70, 0.78] | 0.50 [0.48, 0.52] | 0.63 [0.60, 0.66] |

* The 95 % confidence interval is presented within brackets

as demonstrated by the similar maximum values of the SNR curves inside the vascular stent and in the reference tube and the fact that the ratios $\lambda_r(stent)/\lambda_r(ref)$ do not appreciably differ from 1 for imaging performed using the intravascular antenna. In comparison, $\lambda_r(stent)/\lambda_r(ref)$ ratios between 0.50 and 0.53 were found for the surface array coils, which are in good agreement with previously published data [WTY⁺03]. The significant increase in SNR for imaging inside the stent lumen resulting from the higher sensitivity of the intravascular antenna and the elimination of the shielding effect during reception can be visually assessed on figure 8.4.

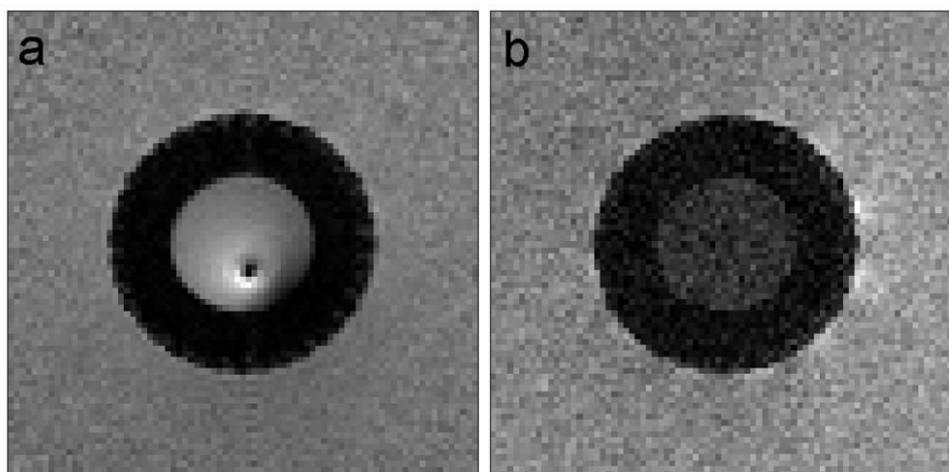


FIG. 8.4 – In-stent images for a bSSFP sequence with a nominal flip angle of 30 and a gadopentate dimeglumine concentration of 0.36 mmol/L . a) Intravascular antenna. b) Surface array coils. The slice position corresponds to the middle plane of the vascular stent. A sensitivity homogeneity correction is applied to the image acquired with the intravascular antenna.

When using surface coils for reception, transmission efficiencies ratios ($\lambda_t(stent)/\lambda_t(ref)$) between 0.58 and 0.63 were found for the three Gd-DTPA concentrations. These results illustrate a slightly higher in-stent efficiency for transmission using the birdcage body coil in comparison with reception using the surface arrays coils. In addition, somewhat higher transmission efficiencies ratios between 0.65 and 0.78 were found when the intravascular antenna was used for reception. As the intravascular antenna is used for reception only and is actively detuned

during signal transmission, its use should normally not influence the transmission efficiency. However, the observed effect likely arise from a residual RF coupling between the detuned intravascular antenna, the stent and the body coil during transmission. In some cases, as on figure 8.4a, small RF artefacts that can likely be attributed to currents induced on the shield of the coaxial cable of the intravascular antenna were observed. Nevertheless, these effects only slightly affect the signal behaviour and do not significantly influence the conclusions reached in this paper.

An interesting effect arises from the fact that the RF shielding during signal reception can be eliminated by the use of an intravascular antenna while this shielding effect remains during transmission. Effectively, it can be observed from figure 8.3 that, when an intravascular antenna is used for reception, the signal curves for both ROIs intersect at a clinically relevant nominal flip angle value, implying that an identical blood SNR will be obtained inside the vascular stent and in the vessel part not covered by the stent. Furthermore, the use of this particular nominal flip angle leads to an SNR value reasonably close to the maximum attainable SNR value, which is not the case when surface coils are used. Consequently, the use of this flip angle appears as the optimal choice when an equally good depiction of the vessel lumen is needed inside a stent and in a vessel not covered by a stent. Such situation is likely to arise in the process of in-stent restenosis quantification, as the measurement of a reference vessel diameter, generally located outside the stent, is required. In addition, from an interventional workflow perspective, the use of a constant imaging protocol no matter the vascular region imaged represents a gain that could contribute to a reduction of the total procedural time.

The value of this particular flip angle shows a dependence on the value of λ_t for the specific stent investigated and on the blood T_1 and T_2 relaxation times. This flip angle can be computed by solving equation 8.1 for α under the condition that the same blood signal intensity is obtained inside the stent and without a stent. Using relaxivity values of $R_1 = 4.1 \text{ mM}^{-1}\text{s}^{-1}$ and $R_2 = 4.6 \text{ mM}^{-1}\text{s}^{-1}$ for

Gd-DTPA [MDB07] and assuming that $\lambda_r(ref) = \lambda_t(ref) = 1$ and $\lambda_r(stent) = 1$, figure 8.5 plots the value of this intersection flip angle as a function of the Gd-DTPA concentration for three values of $\lambda_t(stent)$ of 0.6, 0.7, and 0.8. λ_t values for several stents and orientations are available in the literature [BBV02], [WTY+03] and it is reported that most stents show a fairly uniform shielding behaviour [WTY+03].

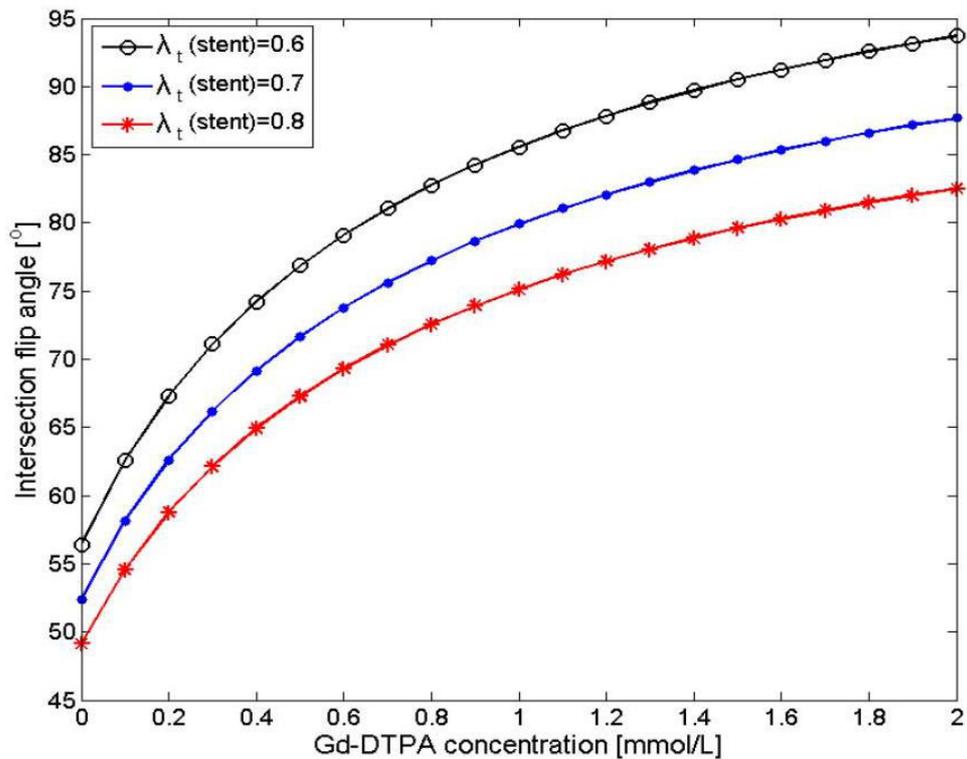


FIG. 8.5 – Flip angle value leading to an equal blood signal inside the stent lumen and in a vessel not covered by a stent as a function of the gadopentate dimeglumine concentration, for imaging performed with an intravascular antenna and a bSSFP sequence. Flip angle values are plotted for three relevant $\lambda_t(stent)$ values.

8.6.2 In-stent restenosis visualization

The validity of an approach using cross-sectional bSSFP images with an intravascular antenna to perform in-stent stenosis visualization and quantification was evaluated using a dedicated vascular phantom. Figure 8.6 presents cross-sectional

images at the positions of the two stenoses and for positions corresponding to a vessel of normal diameter, for imaging performed with the intravascular antenna and with surface arrays coils. A flip angle of 53° was used, in accordance with the relation illustrated in figure 5 for $\lambda_t(stent) = 0.7$ and non-enhanced blood. It can be observed that cross-sectional images without a degradation in quality in comparison to the reference images can be obtained in the stent lumen, with an acquisition time (4.7 s/slice) that is compatible with an interventional workflow. In comparison, an important and hindering degradation of the depiction of the in-stent vessel is observed for imaging performed with surface arrays coils.

In the same scope, table VIII.II presents stenosis grading measurements using the images presented in figure 8.6 and computed with an automatic vessel segmentation process [BSdG⁺04], [GSB07]. The vessel wall detection algorithm employed failed to identify a plausible vessel boundary in the stent for imaging performed with surface coils, as a result of the very low SNR of these images. This result does not imply that a vessel dimension measurement would be impossible to obtain visually or with another segmentation algorithm, but rather indicates the important and limiting degradation of the quality of the image inside the stent. Globally, it can be assessed that a relatively good stenosis grading accuracy can be obtained using cross-sectional bSSFP images in the absence of a stent and also in the stent lumen when imaging is performed with an intravascular antenna. A small underestimation of the true stenosis percentage is observed and likely arises from the use of relatively thick slices (3 mm), which leads to an overestimation of the vessel diameter at the point of highest diameter reduction.

8.7 Discussion

As demonstrated, when an intravascular antenna and a bSSFP sequence are jointly used, an equal and near-optimal blood signal can be obtained both inside the stent lumen and in the vessel part not covered by the stent. However, as the

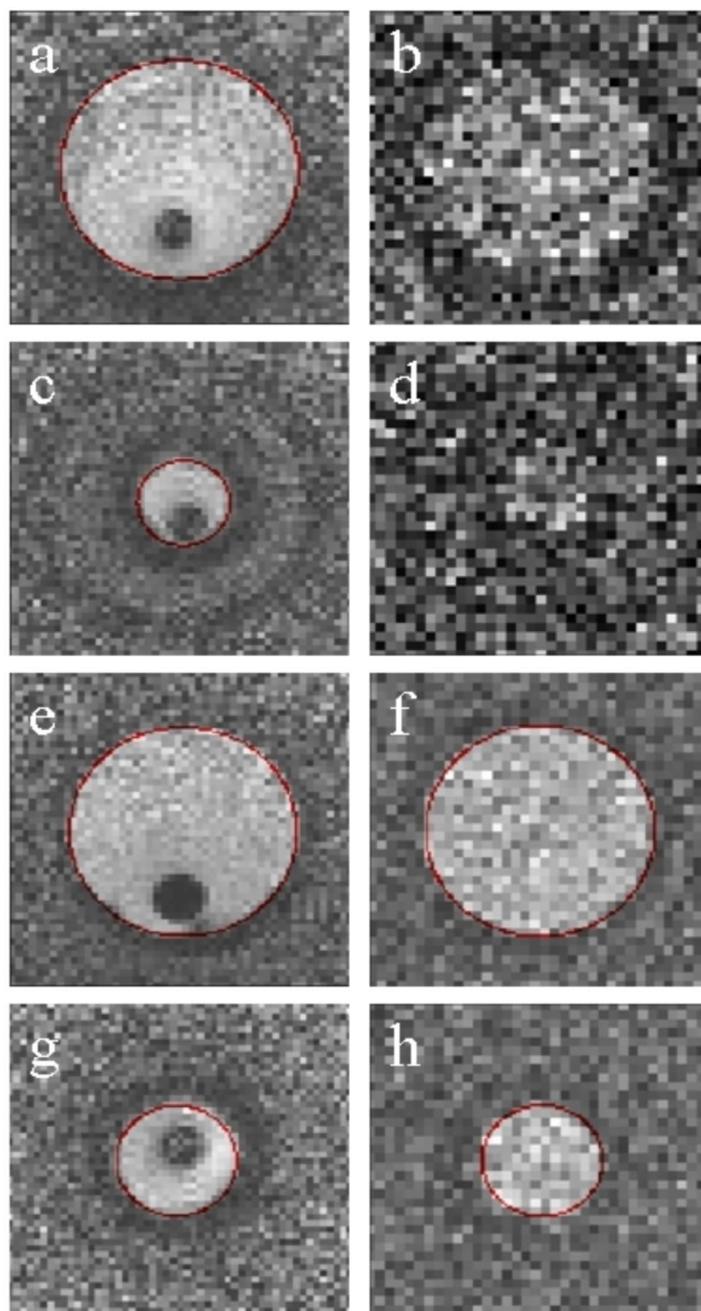


FIG. 8.6 – Cross-sectional bSSFP images of the vascular phantom presenting two stenosis. a) In-stent normal vessel, with the intravascular antenna. b) In-stent normal vessel, with the surface array coils. c) In-stent stenosis position, with the intravascular antenna. d) In-stent stenosis position, with the surface coils. e) Reference normal vessel, with the intravascular antenna. f) Reference normal vessel, with the surface array coils. g) Reference stenosis position, with the intravascular antenna. h : Reference stenosis position, with the surface array coils. The estimated circular vessel boundary is overlaid on the images and a sensitivity homogeneity correction is applied to the images acquired with the intravascular antenna.

TAB. VIII.II – Stenosis quantification results for the reference and in-stent stenoses

| | Theoretical value | Estimated value* | |
|--------------------|-------------------|-----------------------|---------------------|
| | | Intravascular antenna | Surface array coils |
| In-stent stenosis | 90% | 85% [82%, 88%] | — |
| Reference stenosis | 75% | 72% [67%, 77%] | 73% [67%, 79%] |

* The 95 % confidence interval is presented within brackets

nominal flip angle allowing an equal signal inside the stent lumen and in the absence of a stent depends on the T_1 and T_2 relaxation times of the tissue considered, a different contrast between blood and other tissues usually found in atherosclerosis plaque will be observed in the two situations. This effect can be computed from equation 8.1 and is illustrated on figure 8.7 where theoretical bSSFP signal curves inside a stent lumen imaged with an intravascular antenna ($\lambda_r = 1$, $\lambda_t = 0.7$) and in the absence of a stent ($\lambda_r = 1$, $\lambda_t = 1$) are displayed for non-enhanced blood and three components of the vessel wall and atherosclerotic plaque. Relaxation times were taken from published data [SSG03]. Considering the flip angle corresponding to an equal blood signal, it can be seen that the contrast between blood and the other plaque components inside the stent lumen will be slightly reduced as a result of an increase in signal for these tissues in comparison to a vessel without a stent. Still, this reduction in contrast is minimal and should not significantly decrease the delineation of the vessel lumen or the classification of plaque components.

A bSSFP sequence was used to perform imaging with the intravascular antenna as this sequence is well suited for an interventional use since it provides a high SNR by unit time, can be used without the injection of a blood contrast agent and is resistant to flow and movement artefacts [HJW⁺06]. The use of this sequence allows high-resolution images providing a precise depiction of the vessel boundary to be acquired in under 5 seconds, as illustrated in figure 8.6. However, the benefits

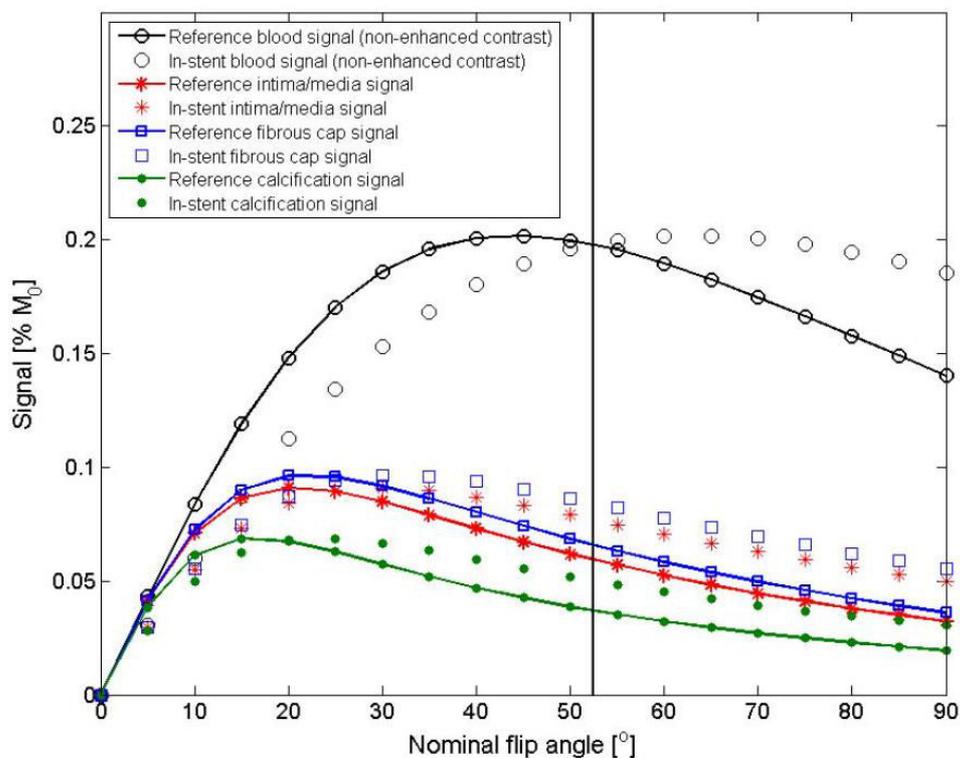


FIG. 8.7 – Theoretical signal for a bSSFP sequence as a function of the nominal flip angle for non-enhanced blood and three components of the vessel wall and atherosclerotic plaque. Signal values are shown for a vessel without a stent ($\lambda_r = 1$, $\lambda_t = 1$) and inside a stent lumen imaged with an intravascular antenna ($\lambda_r = 1$, $\lambda_t = 0.7$). The vertical line indicates the flip angle corresponding to an equal blood signal in the stent and in the vessel part not covered by the stent.

arising from the use of the intravascular antenna could also manifest themselves with other imaging sequences. Among others, a T_1 -weighted spoiled gradient echo sequence is often used in MRA and shows a signal behaviour as a function of the applied flip angle that is qualitatively similar to the one observed for a bSSFP sequence [BBV02]. The suitability of this sequence for intravascular MRI was not validated in this study.

The *in vitro* experiment performed in order to validate the potential use of an intravascular antenna and cross-sectional bSSFP images for in-stent restenosis visualization and quantification only represents a preliminary investigation. The

objective of this manipulation was to evaluate the value of the stenosis assessment that could be obtained with the use of cross-sectional bSSFP images. The results presented first show, as expected, that the presence of the stent does not hinder the visualization of the stenosis when an intravascular antenna is used simultaneously with an optimally chosen flip angle and that a significant gain over the use of surface coils can be obtained. The results presented are also in agreement with published *in vivo* observations [OSG⁺05], which indicate that the additional acquisition of a cross-sectional bSSFP image at the site of the stenosis helps to improve the accuracy of the grading of the stenosis (using digital subtraction angiography as a reference). More *in vivo* research is definitely required in order to assess the accuracy and precision of this method. It is also important to underline that this manipulation was performed without the use of a vascular contrast agent, a condition under which standard spoiled gradient echo MRA sequences do not perform optimally. The use of a vascular contrast agent would lead to a general increase in blood signal, as illustrated by figures 8.1 and 8.3.

All presented intravascular results were obtained using a loopless antenna [OA97] for signal reception. Other intravascular coils designs have been proposed [HEW⁺04], [QLZP⁺99] and were demonstrated to present a good sensitivity for intravascular imaging. Similar results are likely to be obtained for other coils designs, but coupling effects between the intravascular coil and the stent should still be investigated for any coil design that is planned to be used for in-stent imaging. In addition, most coils designs, including the loopless antenna, require the instrument to cross the lesion to perform imaging, which represents a limitation in the case of severe or occlusive lesions. For such situations, a coil design providing a forward sensitivity would be mandatory [ALDW08]. Finally, the possibility of RF heating of the device [KBSB00] needs to be kept in mind before any *in vivo* application is performed.

Because of its inherent invasiveness, the proposed method is most probably not an optimal choice for diagnostic detection of in-stent restenosis. However, in the

perspective of MR-guided interventional therapeutic procedures, the presented results illustrate that the use of an intravascular antenna can significantly facilitate imaging inside a vascular stent and therefore advocate the use of an active imaging device over the use of passively tracked devices whenever there is a benefit to perform this kind of imaging. Potential applications include the monitoring of stent deployment and documentation of the stent apposition to the vessel wall, as well as visualization and quantification of in-stent restenosis in the prospect of endovascular MR-guided procedures for the treatment of this complication. In such a context, an imaging intravascular antenna that can be inserted inside an angioplasty balloon catheter [OA97], [QLZP⁺99] emerges as an attractive option. Given its very thin profile, the loopless antenna design appears as a particularly valuable choice. Also, this specific design presents a relatively uniform sensitivity along the length of the instrument [SYA03], and is accordingly well suited for multi-slice imaging of the vascular anatomy to cover the whole lesion region, both inside and outside the stent lumen.

In conclusion, the results presented in this paper demonstrate that the use of an intravascular antenna for signal reception conjointly with a bSSFP sequence allows for an improved visualization of the lumen of a vascular stent, as an outcome of the good sensitivity of the intravascular antenna and an elimination of the RF shielding of the stent during signal reception. Furthermore, using a carefully selected flip angle, an equal and near-optimal blood signal can be obtained inside the stent lumen and in the vessel part not covered by the stent, consequently eliminating the hindering effect of the stent. Finally, the validity of an approach using an intravascular antenna and cross-sectional bSSFP images for in-stent restenosis imaging and quantification was demonstrated in a phantom.

CHAPITRE 9

CONCLUSION

Les trois articles composant cette thèse partagent la caractéristique commune d'étudier des méthodes permettant de maximiser l'efficacité de protocoles d'imagerie utilisant des antennes réceptrices spécialisées.

Le premier article présenté [GSB07] ainsi que le résumé de conférence le complétant [GHB08] démontrent qu'une combinaison plus judicieuse des signaux provenant des différents canaux de réception d'un réseau d'antennes permet de significativement réduire l'influence quantitative du biais engendré par le bruit lors d'une expérience de diffusion ou de diffusion tensorielle. Les antennes offrant plusieurs canaux de réception sont aujourd'hui la norme pour plusieurs applications et sont offertes par l'ensemble des manufacturiers d'appareils d'imagerie par résonance magnétique destinés à un usage médical. Ainsi, l'utilisation de cette méthode à une plus grande échelle serait relativement aisée à implémenter et pourrait être particulièrement bénéfique lors de protocoles de recherche utilisant des paramètres menant à un rapport S/B faible. De plus, cette méthode possède également l'avantage de pouvoir être utilisée conjointement avec l'algorithme d'imagerie parallèle GRAPPA, une situation pour laquelle plusieurs méthodes *a posteriori* de correction du bruit ne peuvent être appliquées. Par ailleurs, alors que la méthode proposée est particulièrement adaptée à l'imagerie de diffusion, il a également été récemment souligné qu'une combinaison optimale des signaux provenant d'un réseau d'antennes présente des bénéfices pour d'autres applications quantitatives, en particulier la quantification du temps de relaxation T_2 [GEL⁺08].

Les deux articles suivants [GSB09], [GSB] étudient pour leur part les gains pouvant être obtenus par l'utilisation d'une antenne intravasculaire destinée à l'imagerie haute résolution des artères, en prenant pour référence les résultats pouvant

être atteints à l'aide d'antennes externes classiques ou d'autres modalités d'imagerie. L'intervention vasculaire guidée par imagerie par résonance magnétique est une spécialité émergente, qui demeure pour l'instant confinée au domaine de la recherche. Pour cette raison, la disponibilité commerciale de telles antennes intravasculaires est toujours limitée et les expérimentations présentées ont été réalisées à l'aide d'un prototype d'antenne maison. Outre certaines limitations technologiques actuelles, notamment la problématique liée à l'échauffement des instruments, l'adoption clinique relativement lente de l'intervention guidée par imagerie par résonance magnétique peut également s'expliquer par le manque de preuves concrètes des bénéfices de cette méthode par rapport au standard clinique actuel. Effectivement, bien que perfectibles, les méthodes actuelles basées principalement sur l'utilisation de rayons X ont déjà fait leurs preuves et mènent généralement à de très bons résultats. Les deux articles présentés s'inscrivent donc dans un processus d'évaluation des retombées et d'optimisation des protocoles visant à circonscrire dans quelles situations une intervention vasculaire gagnerait à être réalisée sous imagerie par résonance magnétique. Dans un premier temps, l'exactitude géométrique de l'imagerie par résonance magnétique intravasculaire est évaluée et comparée à celle pouvant être obtenue par d'autres modalités d'imagerie. Il est démontré que, du point de vue de l'exactitude géométrique, l'imagerie par résonance magnétique intravasculaire se compare avantageusement aux modalités alternatives et qu'une image d'une qualité acceptable peut être obtenue suffisamment rapidement pour que cette technique soit compatible avec une utilisation lors d'une intervention thérapeutique. En second lieu, il est illustré que l'utilisation d'une antenne intravasculaire permettant de réaliser de l'imagerie conjointement avec une séquence de type *balanced steady-state free-precession* permet d'obtenir une très bonne visualisation de la lumière d'une endoprothèse vasculaire. Cette approche pourrait donc s'avérer intéressante pour la réalisation d'interventions impliquant la pose d'une telle endoprothèse ou pour l'évaluation et le traitement d'une resténose à

l'intérieur d'une endoprothèse déjà installée.

Bien que le premier article présenté traite d'un sujet bien distinct des deux articles subséquents, certains parallèles peuvent être tirés entre les différentes méthodes et résultats exposés. Dans un premier temps, les développements effectués s'inscrivent dans l'optique générale d'une réduction de l'influence du bruit présent de façon inhérente dans les images obtenues lors d'une expérience de résonance magnétique. En premier lieu, une combinaison optimale des signaux provenant d'une antenne à plusieurs canaux est utilisée afin de réduire le biais du bruit lors d'une expérience de diffusion. Puis, dans un second temps, la sensibilité intrinsèque d'une antenne intravasculaire et son habileté à réduire le blindage en réception causé par la présence d'une endoprothèse vasculaire sont mises à contribution afin d'obtenir un rapport S/B satisfaisant pour l'imagerie vasculaire interventionnelle. Par ailleurs, de façon plus spécifique, certaines notions abordées dans le premier article jouent également un rôle dans les articles traitant de l'imagerie intravasculaire. Par exemple, dans le troisième article, une méthode de correction du biais engendré par le bruit a été appliquée aux valeurs de signal obtenues à l'aide d'antennes de surface pour la région située à l'intérieur de l'endoprothèse, en raison du très faible rapport S/B régnant sous ces conditions. De plus, la connaissance de la statistique particulière du bruit dans des images de la somme-des-carrés, abordée dans le contexte du premier article, était nécessaire afin de présenter des rapports S/B exacts dans les deux derniers articles, d'autant plus que des antennes avec un nombre variable de canaux étaient utilisées et comparées [Gil07].

En conclusion, le développement au cours des dernières années d'antennes d'imagerie par résonance magnétique plus performantes et spécialisées a considérablement influencé les protocoles d'imagerie aujourd'hui utilisés. Le dynamisme de ce domaine de recherche repose, entre autres, sur l'interdépendance entre le développement de nouvelles antennes et le déploiement de nouvelles séquences et algorithmes bénéficiant de ces antennes. Les travaux présentés dans cette thèse se

veulent une contribution, modeste, au développement de méthodes permettant d'exploiter tout le potentiel de cette nouvelle technologie.

BIBLIOGRAPHIE

- [ADSA02] P. Aksit, A. Derbyshire, J.-M. Serfaty, and E. Atalar. Multiple field of view MR fluoroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47 :53–60, 2002.
- [AFPA06] V. Arsigny, P. Fillard, X. Pennec, and N. Ayache. Log-Euclidian metrics for fast and simple calculus on diffusion tensors. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56 :411–421, 2006.
- [ALDW08] K. J. T. Anderson, G. Leung, A. J. Dick, and G. A. Wright. Forward-looking intravascular orthogonal-solenoid coil for imaging and guidance in occlusive arterial disease. *Magnetic Resonance in Medicine*, 60 :489–495, 2008.
- [And01] A. W. Anderson. Theoretical analysis of the effects of noise on diffusion tensor imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 46 :1174–1188, 2001.
- [APA⁺06] C. Armenean, E. Perrin, M. Armenean, O. Beuf, F. Pilleul, and H. Saint-Jalmes. RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging : Influence of diameter and length. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :1200–1206, 2006.
- [Ass01] National Electrical Manufacturers Association. Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. NEMA MS 1-2001, 2001.
- [BAM98] M. E. Bastin, P. A. Armitage, and I. Marshall. A theoretical study of the effect of experimental noise on the measurement of anisotropy in diffusion imaging. *Magnetic Resonance Imaging*, 16 :773–785, 1998.
- [BBV02] L. W. Bartels, C. J. G. Bakker, and M. A. Viergever. Improved lumen visualization in metallic vascular implants by reducing RF artifacts. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47 :171–180, 2002.

- [BBW01] C. J. G. Bakker, C. Bos, and H. J. Weinmann. Passive tracking of catheters and guidewires by contrast-enhanced MR fluoroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45 :17–23, 2001.
- [BCV⁺08] P. Baldrighi, M. Castellano, C. Vacchi, D. Canina, P. Golzi, and G. Ferrante. Digital nuclear magnetic resonance acquisition channel. *Euromicro conference on digital system design architectures, methods and tools*, 11 :399–404, 2008.
- [BCY96] M. Burl, G. A. Coutts, and I. R. Young. Tuned fiducial markers to identify body locations with minimal perturbation of tissue magnetization. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36 :491–493, 1996.
- [BEN⁺07] Y. A. Bhagat, D. J. Emery, S. Naik, T. Yeo, and C. Beaulieu. Comparison of generalized autocalibrating partially parallel acquisitions and modified sensitivity encoding for diffusion tensor imaging. *American Journal of Neuroradiology*, 28 :293–298, 2007.
- [BHW⁺96] C. J. Bakker, R. M. Hoogeveen, J. Weber, J. J. van Vaals, M. A. Viergever, and W. P. Mali. Visualization of dedicated catheters using fast scanning techniques with potential for MR-guided vascular interventions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36 :816–820, 1996.
- [BHW06] M. A. Bernstein, J. Huston, and H. A. Ward. Imaging artifacts at 3.0T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24 :735–746, 2006.
- [BJ02] P. J. Basser and D. K. Jones. Diffusion-tensor MRI : Theory, experimental design and data analysis - A technical review. *NMR in Biomedicine*, 15 :456–467, 2002.
- [BJW⁺06] T. Benner, V. Jellus, R. Wang, V. J. Wedeen, A. J. van der Kouwe, G. C. Wiggins, and A. G. Sorensen. Adaptive combination of phased array signals for diffusion imaging. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, page 1026, 2006.

- [BKZ04] M. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou. *Handbook of MRI pulse sequences*. Elsevier Academic Press, Londres, 2004.
- [BLH02] M. Bydder, D. J. Larkman, and J. V. Hajnal. Combination of signals from array coils using image-based estimation of coil sensitivity profiles. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47 :539–548, 2002.
- [BML94a] P. J. Basser, J. Mattiello, and D. LeBihan. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin-echo. *Journal of Magnetic Resonance B*, 103 :247–254, 1994.
- [BML94b] P. J. Basser, J. Mattiello, and D. LeBihan. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophysical Journal*, 66 :259–267, 1994.
- [BMZ⁺06] M. Bock, S. Muller, S. Zuehlsdorff, P. Speier, C. Fink, P. Hallscheidt, R. Umathum, and W. Semmler. Active catheter tracking using parallel MRI and real-time image reconstruction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55 :1454–1459, 2006.
- [BP96] P. J. Basser and C. Pierpaoli. Microstructural and physiological features of tissues elucidated by quantitative-diffusion-tensor MRI. *Journal of Magnetic Resonance B*, 111 :209–219, 1996.
- [BP00] P. J. Basser and S. Pajevic. Statistical artifacts in diffusion tensor MRI (DT-MRI) caused by background noise. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44 :41–50, 2000.
- [BPBK07] M. Buehrer, K. P. Pruessmann, P. Boesiger, and S. Kozerke. Array compression for MRI with large coil arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57 :1131–1139, 2007.
- [BPP⁺00] P. J. Basser, S. Pajevic, C. Pierpaoli, J. Duda, and A. Aldroubi. In vivo fiber tractography using DT-MRI data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44 :625–632, 2000.

- [BSdG⁺04] N. BouSSION, G. Soulez, J. A. de Guise, M. Daronat, Z. Qin, and G. Cloutier. Geometrical accuracy and fusion of multimodal vascular images : A phantom study. *Medical Physics*, 31 :1434–1443, 2004.
- [BSRG02] A. Buecker, E. Spuentrup, A. Ruebben, and R. W. Gunther. Artifact-free in-stent lumen visualization by standard magnetic resonance angiography using a new metallic magnetic resonance imaging stent. *Circulation*, 105 :1772–1775, 2002.
- [BVZ⁺04] M. Bock, S. Volz, S. Zuehlsdorff, R. Umathum, C. Fink, P. Hallscheidt, and W. Semmler. MR-guided intravascular procedures : Real-time parameter control and automated slice positioning with active tracking coils. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 19 :580–589, 2004.
- [BW08] M. Bock and F. K. Wacker. MR-guided intravascular interventions : Techniques and applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27 :326–338, 2008.
- [CAM97] C. D. Constantinides, E. Atalar, and E. R. McVeigh. Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38 :852–857, 1997.
- [CBTIC08] A. Cardenas-Blanco, C. Tejos, P. Irarrazaval, and I. Cameron. Noise in magnitude magnetic resonance images. *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, 32A :409–416, 2008.
- [CF54] G. A. Campbell and R. M. Foster. *Fourier integrals for practical applications*. Van Nostrand, New Jersey, 1954.
- [CHM02] C. A. Clark, M. Hedehus, and M. E. Moseley. In vivo mapping of the fast and slow diffusion tensors in human brain. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47 :623–628, 2002.

- [CLH06] S. Chung, Y. Lu, and R. G. Henry. Comparison of bootstrap approaches for estimation of uncertainties in DTI parameters. *Neuroimage*, 33 :531–541, 2006.
- [CP54] H. Y. Carr and E. M. Purcell. Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. *Physical Review*, 94 :630–638, 1954.
- [CSQ⁺04] G. Cloutier, G. Soulez, S. D. Qanadli, P. Teppaz, L. Allard, Z. Qin, F. Cloutier, and L. G. Durand. A multimodality vascular imaging phantom with fiducial markers visible in DSA, CTA, MRA, and ultrasound. *Medical Physics*, 31 :1424–1433, 2004.
- [CT65] J. W. Cooley and J. W. Tuckey. An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. *Mathematics of Computation*, 19 :297–301, 1965.
- [CUTA07] H. Celik, A. Uluturk, T. Tali, and E. Atalar. A catheter tracking method using reverse polarization for MR-guided interventions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 58 :1224–1231, 2007.
- [DDA⁺02] B. M. Damon, Z. H. Ding, A. W. Anderson, A. S. Freyer, and J. C. Gore. Validation of diffusion tensor MRI-based muscle fiber tracking. *Magnetic Resonance in Medicine*, 48 :97–104, 2002.
- [Des08] M. Descoteaux. *High angular resolution diffusion MRI : From local estimation to segmentation and tractography*. PhD thesis, Université de Nice-Sophia Antipolis, Nice, France, 2008.
- [DHS01] O. Dietrich, S. Heiland, and K. Sartor. Noise correction for the exact determination of apparent diffusion coefficients at low SNR. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45 :448–453, 2001.
- [DLF06] J. N. Draper, M. L. Lauzon, and R. Frayne. Passive catheter visualization in magnetic resonance-guided endovascular therapy using

- multicycle projection dephasers. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24 :160–167, 2006.
- [DSD93] C. L. Dumoulin, S. P. Souza, and R. D. Darrow. Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance. *Magnetic Resonance in Medicine*, 29 :411–415, 1993.
- [EHZ⁺06] D. R. Elgort, C. M. Hillenbrand, S. Zhang, E. Y. Wong, S. Rafie, J. S. Lewin, and J. L. Duerk. Image -guided and -monitored renal artery stenting using only MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23 :619–627, 2006.
- [EOMH07] K. R. Eide, A Odegard, H. O. Myhre, and O. Haraldseth. Initial observations of endovascular aneurysm repair using Dyna-CT. *Journal of Endovascular Therapy*, 14 :50–53, 2007.
- [ESQB08] A.-M. El-Sharkawy, D. Qian, and P. A. Bottomley. The performance of interventional loopless MRI antennae at higher magnetic field strengths. *Medical Physics*, 35 :1995–2006, 2008.
- [EYL⁺04] D. Erdogmus, R. Yan, E. G. Larsson, J. C. Principe, and J. R. Fitzsimmons. Image construction methods for phased array magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 20 :306–314, 2004.
- [FAPA07] P. Fillard, V. Arsigny, X. Pennec, and N. Ayache. Clinical DT-MRI estimation, smoothing and fiber tracking with log-Euclidean metrics. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26 :1472–1482, 2007.
- [FEW⁺01] C. Flask, D. Elgort, E. Wong, A. Shankaranarayanan, J. Lewin, M. Wendt, and J. L. Duerk. A method for fast 3D tracking using tuned fiducial markers and a limited projection reconstruction FISP (LPR-FISP) sequence. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 14 :617–627, 2001.

- [GAB⁺97] A. Glowinski, G. Adam, A. Buecker, J. Neuerburg, J. J. van Vaals, and R. W. Gunther. Catheter visualization using locally induced, actively controlled field inhomogeneities. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38 :253–258, 1997.
- [GEL⁺08] M. J. Graves, D. Emmens, H. Lejay, H. Hariharan, J. Polzin, and D. J. Lomas. T_2 and T_2^* quantification using optimal B_1 image reconstruction for multicoil arrays. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 28 :278–281, 2008.
- [GHB08] G. Gilbert, G. A. Haddad, and G. Beaudoin. Noise bias reduction and parallel imaging for the measurement of diffusion decay. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 16 :3361, 2008.
- [Gil07] G. Gilbert. Measurement of signal-to-noise ratios in sum-of-squares MR images. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26 :1678, 2007.
- [GJH⁺02] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, and A. Haase. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magnetic Resonance in Medicine*, 47 :1202–1210, 2002.
- [GKA⁺98] A. Glowinski, J. Kursch, G. Adam, A. Buecker, T. G. Noll, and R. W. Gunther. Device visualization for interventional MRI using local magnetic fields : Basic theory and its application to catheter visualization. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17 :786–793, 1998.
- [GLSM02] M. A. Guttman, R. J. Lederman, J. M. Sorger, and E. R. McVeigh. Real-time volume rendered MRI for interventional guidance. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 4 :431–442, 2002.

- [GOR⁺07] M. A. Guttman, C. Ozturk, A. N. Raval, V. K. Raman, A. J. Dick, R. DeSilva, P. Karmarkar, R. J. Lederman, and E. R. McVeigh. Interventional cardiovascular procedures guided by real-time MR imaging : An interactive interface using multiple slices, adaptive projection modes and live 3D renderings. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26 :1429–1435, 2007.
- [GP95] H. Gudbjartsson and S. Patz. The Rician distribution of noisy MRI data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 34 :910–914, 1995.
- [Gri99] D. J. Griffiths. *Introduction to electrodynamics*. Prentice-Hall, Upper Saddle River, 1999.
- [GSB] G. Gilbert, G. Soulez, and G. Beaudoin. Improved in-stent lumen visualization using intravascular MRI and a balanced steady-state free-precession sequence. *Academic Radiology*, Sous presse.
- [GSB07] G. Gilbert, D. Simard, and G. Beaudoin. Impact of an improved combination of signals from array coils in diffusion tensor imaging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 26 :1428–1436, 2007.
- [GSB09] G. Gilbert, G. Soulez, and G. Beaudoin. Comparative evaluation of the geometrical accuracy of intravascular magnetic resonance imaging : A phantom study. *Academic Radiology*, 16 :988–996, 2009.
- [GSL05] H. Graf, G. Steidle, U. A. Lauer, and F. Schick. RF enhancement and shielding in MRI caused by conductive implants : Dependence on electrical parameters for a tube model. *Medical Physics*, 32 :337–342, 2005.
- [HBT99] M. E. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson, and R. Vankatesan. *Magnetic resonance imaging : Physical principles and sequences design*. Wiley-Liss, New York, 1999.

- [HBV98] R. M. Hoogeveen, C. J. Bakker, and M. A. Viergever. Limits to the accuracy of vessel diameter measurements in MR angiography. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 8 :1228–1235, 1998.
- [Hen85] R. M. Henkelman. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Medical Physics*, 12 :232–233, 1985.
- [HEW⁺04] C. M. Hillenbrand, D. R. Elgort, E. Y. Wong, A. Reykowski, F. K. Wacker, J. S. Lewin, and J. L. Duerk. Active device tracking and high-resolution intravascular MRI using a novel catheter-based, opposed-solenoid phased array coil. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51 :668–675, 2004.
- [HHDC92] G. C. Hurst, J. Hua, J. L. Duerk, and A. M. Cohen. Intravascular (catheter) NMR receiver probe : Preliminary design analysis and application to canine iliofemoral imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 24 :343–357, 1992.
- [HHS⁺04] S. Heim, K. Hahn, P. G. Sämann, L. Fahrmeir, and D. P. Auer. Assessing DTI data quality using bootstrap analysis. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :582–589, 2004.
- [HJ02] M. A. Horsfield and D. K. Jones. Applications of diffusion-weighted and diffusion tensor MRI to white matter diseases - A review. *NMR in Biomedicine*, 15 :570–577, 2002.
- [HJW⁺06] C. M. Hillenbrand, J. A. Jesberger, E. Y. Wong, S. Zhang, D. T. Chang, F. K. Wacker, J. S. Lewin, and J. L. Duerk. Toward rapid high resolution in vivo intravascular MRI : Evaluation of vessel wall conspicuity in a porcine model using multiple imaging protocols. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23 :135–144, 2006.
- [JB04] D. K. Jones and P. J. Basser. Squashing peanuts and smashing pumpkins : How noise distorts diffusion-weighted MR data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :979–993, 2004.

- [Jon03] D. K. Jones. Determining and visualizing uncertainty in estimates of fiber orientation from diffusion tensor MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49 :7–12, 2003.
- [JSR07] J. X. Ji, J. B. Son, and S. D. Rane. PULSAR : A Matlab toolbox for parallel magnetic resonance imaging using array coils and multiple channel receivers. *Concepts in Magnetic Resonance Part B (Magnetic Resonance Engineering)*, 31B :24–36, 2007.
- [KB06] C. G. Koay and P. J. Basser. Analytically exact correction scheme for signal extraction from noisy magnitude MR signals. *Journal of Magnetic Resonance*, 179 :317–322, 2006.
- [KBO⁺99] S. Kozerke, R. Botnar, S. Oyre, M. B. Scheidegger, E. M. Pedersen, and P. Boesiger. Automatic vessel segmentation using active contours in cine phase contrast flow measurements. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 10 :41–51, 1999.
- [KBSB00] M. K. Konings, L. W. Bartels, H. F. M. Smits, and C. J. G. Bakker. Heating around intravascular guidewires by resonating RF waves. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 12 :79–85, 2000.
- [KBU08] K. N. Kurpad, E. T. Bieging, and O. Unal. Improved RF safety of interventional devices using cable traps. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 16 :1063, 2008.
- [KFB03] T. Kuehne, R. Fahrig, and K. Butts. Pair of resonant fiducial markers for localization of endovascular catheters at all catheter orientations. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 17 :620–624, 2003.
- [KHS⁺04] S. Kozerke, S. Hedge, T. Schaeffter, R. Lamerichs, R. Razavi, and D. L. Hill. Catheter tracking and visualization using ¹⁹F nuclear magnetic resonance. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :693–697, 2004.

- [Kin06a] P. B. Kingsley. Introduction to diffusion tensor imaging mathematics : Part 1. Tensors, rotations and eigenvectors. *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, 28A :101–122, 2006.
- [Kin06b] P. B. Kingsley. Introduction to diffusion tensor imaging mathematics : Part 2. Anisotropy, diffusion-weighting factors, and gradient encoding schemes. *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, 28A :123–154, 2006.
- [Kin06c] P. B. Kingsley. Introduction to diffusion tensor imaging mathematics : Part 3. Tensor calculation, noise, simulations, and optimization. *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, 28A :155–179, 2006.
- [LBL⁺86] D. LeBihan, E. Breton, D. L’Allemand, P. Grenier, E. Cabanis, and M. Lavaljeantet. MR imaging of intravoxel incoherent motions - Application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology*, 161 :401–407, 1986.
- [LeB07] D. LeBihan. The wet mind : Water and functional neuroimaging. *Physics in Medicine and Biology*, 52 :R57–R90, 2007.
- [LED⁺97] M. E. Ladd, P. Erhart, J. F. Debatin, E. Hofmann, P. Boesiger, G. K. von Schulhess, and G. C. Mckinnon. Guidewire antennas for MR fluoroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 37 :891–897, 1997.
- [LEY⁺03] E. G. Larsson, D. Erdogmus, R. Yan, J. C. Principe, and J. R. Fitzsimmons. SNR-optimality of sum-of-squares reconstruction for phased-array magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance*, 163 :121–123, 2003.
- [LFH⁺08] B. A. Landman, J. A. D. Farrell, H. Huang, J. L. Prince, and S. Mori. Diffusion tensor imaging at low SNR : Nonmonotonic behaviors of tensor contrasts. *Magnetic Resonance Imaging*, 26 :790–800, 2008.

- [LGSB⁺04] L. Létourneau-Guillon, G. Soulez, G. Beaudoin, V. L. Oliva, M.-F. Giroux, Z. Qin, N. Boussion, E. Therasse, J. A. de Guise, and G. Cloutier. CT and MR imaging of nitinol stents with radiopaque distal markers. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 15 :615–624, 2004.
- [LKS⁺08] E. Larose, S. Kinlay, A. P. Selwyn, Y. Yeghiazarians, E. K. Yucel, D. F. Kacher, P. Libby, and P. Ganz. Improved characterization of atherosclerotic plaques by gadolinium contrast during intravascular magnetic resonance imaging of human arteries. *Atherosclerosis*, 196 :919–925, 2008.
- [LL00] Z.-P. Liang and P. C. Lauterbur. *Principles of magnetic resonance imaging : A signal processing perspective*. IEEE Press, New York, 2000.
- [LQ00] Mark E. Ladd and Harald H. Quick. Reduction of resonant RF heating in intravascular catheters using coaxial chokes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43 :615–619, 2000.
- [LRDF06] C. Lenglet, M. Rousson, R. Deriche, and O. Faugeras. Statistics on the manifold of multivariate normal distributions : Theory and application to diffusion tensor MRI processing. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, 25 :423–444, 2006.
- [LSJ⁺07] S. Li, F. Sun, Z. Y. Jin, H. D. Xue, and M. L. Li. Whole-body diffusion-weighted imaging : Technical improvement and preliminary results. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26 :1139–1144, 2007.
- [LZQ⁺98] M. E. Ladd, G. G. Zimmermann, H. H. Quick, J. F. Debatin, P. Boesiger, G. K. von Schulthess, and G. C. McKinnon. Active MR visualization of a vascular guidewire in vivo. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 8 :220–225, 1998.

- [MCK⁺90] M. E. Moseley, Y. Cohen, J. Kucharczyk, J. Mintorovitch, H. S. Asgari, M. F. Wendland, J. Tsuruda, and D. Norman. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology*, 176 :439–445, 1990.
- [MCM90] M. E. Moseley, Y. Cohen, and J. Mintorovitch. Early detection of regional cerebral ischemic injury in cats : Evaluation of diffusion and T2-weighted MRI and spectroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 14 :330–346, 1990.
- [MDB07] E. M. Merkle, B. M. Dale, and D. P. Barboriak. Gain in signal-to-noise for first-pass contrast-enhanced abdominal MR angiography at 3 tesla over standard 1.5 tesla : Prediction with a computer model. *Academic Radiology*, 14 :795–803, 2007.
- [MHF85] K. Merboldt, W. Hanicke, and J. Fram. Self-diffusion NMR imaging using stimulated echoes. *Journal of Magnetic Resonance*, 64 :479–486, 1985.
- [MHNM92] C. H. Meyer, B. S. Hu, D. G. Nishimura, and A. Macovski. Fast spiral coronary artery imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 28 :202–213, 1992.
- [MHSB06] R. Mekte, E. Hofmann, K. Scheffler, and D. Bilecen. A polymer-based MR-compatible guidewire : A study to explore new prospects for interventional peripheral magnetic resonance angiography (ipMRA). *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23 :145–155, 2006.
- [MJM⁺07] P. Magnusson, E. Johansson, S. Mansson, J. S. Peterson, C.-M. Chai, G. Hansson, O. Axelson, and K. Golman. Passive catheter tracking during interventional MRI using hyperpolarized ¹³C. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57 :1140–1147, 2007.

- [MND⁺01] C. Manke, W. R. Nitz, B. Djavidani, M. Strotzer, M. Lenhart, M. Volk, S. Feuerbach, and J. Link. MR imaging-guided stent placement in iliac arterial stenoses : A feasibility study. *Radiology*, 219 :527–524, 2001.
- [MPH92] A. J. Martin, D. B. Plewes, and R. M. Henkelman. MR imaging of blood vessels with an intravascular coil. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2 :421–429, 1992.
- [MPH⁺99] K. M. Martin, N. G. Papadakis, C. L. H. Huang, L. D. Hall, and T. A. Carpenter. The reduction of the sorting bias in the eigenvalues of the diffusion tensor. *Magnetic Resonance Imaging*, 17 :893–901, 1999.
- [MR00] H. I. Manninen and H. Rasanen. Intravascular ultrasound in interventional radiology. *European Radiology*, 10 :1754–1762, 2000.
- [MUS⁺06] S. Muller, R. Umathum, P. Speier, S. Zuehlsdorff, S. Ley, W. Semmler, and M. Bock. Dynamic coil selection for real-time imaging in interventional MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56 :1156–1162, 2006.
- [MVM⁺04] S. E. Maier, S. Vayapeyam, H. Mamata, C. F. Westin, F. A. Jolesz, and R. V. Mulkern. Biexponential diffusion tensor analysis of human brain diffusion data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51 :321–330, 2004.
- [MvZ02] S. Mori and P. C. M. van Zijl. Fiber tracking : Principles and strategies - A technical review. *NMR in Biomedicine*, 15 :468–480, 2002.
- [MW05] M. P. McDougall and S. M. Wright. 64-channel array coil for single echo acquisition magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54 :386–392, 2005.

- [NDN⁺96] T. Niendorf, R. M. Dijkhuizen, D. G. Norris, M. van Lookeren Campagne, and K. Nicolay. Biexponential diffusion attenuation in various states of brain tissue : Implications for diffusion-weighted imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36 :847–857, 1996.
- [NOR⁺01] W. R. Nitz, A. Oppelt, W. Renz, C. Manke, M. Lenhart, and J. Link. On the heating of linear conductive structures as guide wires and catheters in interventional MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13 :105–114, 2001.
- [NY01] S. E. Nissen and P. Yock. Intravascular ultrasound : Novel pathophysiological insights and current clinical applications. *Circulation*, 103 :604–616, 2001.
- [OA97] O. Ocali and E. Atalar. Intravascular magnetic resonance imaging using a loopless catheter antenna. *Magnetic Resonance in Medicine*, 37 :112–118, 1997.
- [OA98] O. Ocali and E. Atalar. Ultimate intrinsic signal-to-noise ratio in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 39 :462–473, 1998.
- [OFU⁺00] R. A. Omary, R. Frayne, O. Unal, T. Warner, F. R. Korosec, C. A. Mistretta, C. M. Strother, and T. M. Grist. MR-guided angioplasty of renal artery stenosis in a pig model : A feasibility study. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 11 :373–381, 2000.
- [OGS⁺06] R. A. Omary, J. A. Gehl, B. E. Schirf, J. D. Green, B. Lu, F. S. Pereles, J. Huang, A. C. Larson, and D. Li. MR imaging- versus conventional x-ray fluoroscopy- guided renal angioplasty in swine : Prospective randomized comparison. *Radiology*, 238 :489–496, 2006.
- [OJS⁺01] M. O’Sullivan, D. K. Jones, P. E. Summers, R. G. Morris, S. C. R. Williams, and H. S. Markus. Evidence of cortical disconnection as a mechanism of age-related cognitive decline. *Neurology*, 57 :632–638, 2001.

- [OSG⁺05] R. A. Omary, B. E. Schirf, J. D. Green, Y. S. Kanwar, S. M. Shea, T. J. Carroll, J. Carr, and D. B. Li. Catheter-directed MR angiography and cross-sectional imaging for the assessment of renal artery stenosis. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 16 :255–260, 2005.
- [OUK⁺00] R. A. Omary, O. Unal, D. S. Koscielski, R. Frayne, F. R. Korosec, C. A. Mistretta, C. M. Strother, and T. M. Grist. Real-time MR imaging-guided passive catheter tracking with use of gadolinium-filled catheters. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 11 :1079–1085, 2000.
- [PB96] C. Pierpaoli and P. J. Basser. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36 :893–906, 1996.
- [PB03] S. Pajevic and P. J. Basser. Parametric and non-parametric statistical analysis of DT-MRI data. *Journal of Magnetic Resonance*, 161 :1–14, 2003.
- [PSH⁺00] A. Pfefferbaum, E. V. Sullivan, M. Hedehus, K. O. Lim, E. Adalsteinsson, and M. Moseley. Age-related decline in brain white matter anisotropy measured with spatially corrected echo-planar diffusion tensor imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44 :259–268, 2000.
- [PWSB99] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger, and P. Boesiger. SENSE : Sensitivity encoding for fast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42 :952–962, 1999.
- [QGK⁺08] B. Qiu, F. Gao, P. Karmarkar, E. Atalar, and X. Yang. Intra-coronary MR imaging using a 0.014-inch MR imaging-guidewire : Toward MRI-guided coronary interventions. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 28 :515–518, 2008.

- [QKK⁺02] H. H. Quick, H. Kuehl, G. Kaiser, S. Bosk, J. F. Debatin, and M. E. Ladd. Inductively coupled stent antennas in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 48 :781–790, 2002.
- [QKK⁺03] H. H. Quick, H. Kuehl, G. Kaiser, D. Hornscheidt, K. P. Mikolajczyk, S. Aker, J. F. Debatin, and M. E. Ladd. Interventional MRA using actively visualized catheters, TrueFISP, and real-time image fusion. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49 :129–137, 2003.
- [QLH⁺99] H. H. Quick, M. E. Ladd, P. R. Hilfiker, G. G. Paul, S.-W. Ha, and J. F. Debatin. Autoperfused balloon catheter for intravascular MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 9 :428–434, 1999.
- [QLN⁺99] H.H. Quick, M. E. Ladd, D. Nanz, K. P. Mikolajczyk, and J. F. Debatin. Vascular stents as RF antennas for intravascular MR guidance and imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42 :738–745, 1999.
- [QLZP⁺99] H. H. Quick, M. E. Ladd, G. G. Zimmermann-Paul, P. Erhart, E. Hofmann, G. K. von Schulthess, and J. F. Debatin. Single-loop concepts for intravascular magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 41 :751–758, 1999.
- [QZK⁺05] H. H. Quick, M. O. Zenge, H. Kuehl, G. Kaiser, S. Aker, S. Masling, S. Bosk, and M. E. Ladd. Interventional magnetic resonance angiography with no strings attached : Wireless active catheter visualization. *Magnetic Resonance in Medicine*, 53 :446–455, 2005.
- [RA00] N. M. Rofsky and M. A. Adelman. MR angiography in the evaluation of atherosclerotic peripheral vascular disease. *Radiology*, 214 :325–334, 2000.
- [RD06] S. G. Raja and G. D. Dreyfus. Efficacy and safety of drug-eluting stents : Current best available evidence. *Journal of Cardiac Surgery*, 21 :605–612, 2006.

- [REH⁺90] P. B. Roemer, W. A. Edelstein, C. E. Hayes, S. P. Souza, and O. M. Mueller. The NMR phased array. *Magnetic Resonance in Medicine*, 16 :192–225, 1990.
- [RPH⁺00] W. J. Rogers, J. W. Prichard, Y.-L. Hu, P. R. Olson, D. H. Benckart, C. M. Kramer, D. A. Vido, and N. Reichek. Characterization of signal properties in atherosclerotic plaque components by intravascular MRI. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 20 :1824–1830, 2000.
- [SBC01] G. E. Sarty, R. Bennett, and R. W. Cox. Direct reconstruction of non-cartesian k-space data using a nonuniform fast Fourier transform. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45 :908–915, 2001.
- [SBC⁺07] E. A. Sadowski, L. K. Bennett, M. R. Chan, A. L. Wentland, A. L. Garrett, R. W. Garrett, and A. Djamali. Nephrogenic systemic fibrosis : Risk factors and incidence estimation. *Radiology*, 243 :148–157, 2007.
- [Sch03] K. Scheffler. On the transient phase of balanced SSFP sequences. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49 :781–783, 2003.
- [Sco06] N. A. Scott. Restenosis following implantation of bare metal coronary stents : Pathophysiology and pathways involved in the vascular response to injury. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 58 :358–376, 2006.
- [SdDvA⁺98] J. Sijbers, A. J. den Dekker, J. van Audekerke, M. Verhoye, and D. van Dyck. Estimation of the noise in magnitude MR images. *Magnetic Resonance Imaging*, 16 :87–90, 1998.
- [SDO07] G. Soulez, J. Dubois, and V. L. Oliva. Imagerie diagnostique et thérapeutique des artères rénales et de l’hypertension rénovasculaire. *Encyclopédie Médico Chirurgicale*, 32-211-A-20 :1–18, 2007.

- [SHGS85] G. Strich, P. L. Hagan, K. H. Gerber, and R. A. Slutsky. Tissue distribution and magnetic resonance spin lattice relaxation effects of gadolinium-DTPA. *Radiology*, 154 :723–726, 1985.
- [SHT⁺07] T. Saam, T. S. Hatsukami, N. Takaya, B. C. Chu, H. Underhill, W. S. Kerwin, J. M. Cai, M. S. Ferguson, and C. Yuan. The vulnerable, or high-risk, atherosclerotic plaque : Noninvasive MR imaging for characterization and assessment. *Radiology*, 244 :64–77, 2007.
- [Sij99] J. Sijbers. *Signal and noise estimation from magnetic resonance images*. PhD thesis, Université de Antwerp, Antwerp, Belgique, 1999.
- [SL03] K. Scheffler and S. Lehnhardt. Principles and applications of balanced SSFP techniques. *European Radiology*, 13 :2409–2418, 2003.
- [SM97] D. K. Sodickson and W. J. Manning. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : Ultra-fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38 :591–603, 1997.
- [SRS⁺03] E. Spuentrup, A. Ruebben, M. Stuber, R. W. Gunther, and A. Buecker. Metallic renal artery MR imaging stent : Artifact-free lumen visualization with projection and standard renal MR angiography. *Radiology*, 227 :897–902, 2003.
- [SSBS⁺07] A. Stadler, W. Schima, A. Ba-Ssalamah, J. Kettenbach, and E. Eisenhuber. Artifacts in body MR imaging : Their appearance and how to eliminate them. *European Radiology*, 17 :1242–1255, 2007.
- [SSG03] R. Sharma, R. B. Singh, and R. K. Gupta. A segmentation method for carotid artery atherosclerosis plaque for MRI contrast and MRI features, oxidative stress markers in coronary and carotid plaque. *IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, 16 :323–328, 2003.

- [SSO⁺03] J. C. Steffens, F. K. W. Schafer, B. Oberscheid, J. Link, T. Jahnke, M. Heller, and J. Brossmann. Bolus-chasing contrast-enhanced 3D MRA of the lower extremity : Comparison with intraarterial DSA. *Acta Radiologica*, 44 :185–192, 2003.
- [ST65] E. O. Stejskal and J. E. Tanner. Spin diffusion measurements : Spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *Journal of Chemical Physics*, 42 :288–292, 1965.
- [STM91] M. K. Stehling, R. Turner, and P. Mansfield. Echo-planar imaging - Magnetic resonance imaging in a fraction of a second. *Science*, 254 :43–50, 1991.
- [SVB03] J.-H. Seppenwoolde, M. A. Viergever, and C. J. G. Bakker. Passive tracking exploiting local signal conservation : The white marker phenomenon. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50 :784–790, 2003.
- [SWW02] A. N. Sidawy, J. M. Weiswasser, and R. Waksman. Peripheral vascular brachytherapy. *Journal of Vascular Surgery*, 35 :1041–1047, 2002.
- [SYA03] R. C. Susil, C. J. Yeung, and E. Atalar. Intravascular extended sensitivity (IVES) MRI antennas. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50 :383–390, 2003.
- [SYN⁺07] O. Salvado, S. R. Yutzy, M. S. Nguyen, J. J. Derakhshan, J. O. Heidenreich, S. Paul, I. Viohl, R. D. Hoffman, J. L. Duerk, and D. L. Wilson. Characterization of atherosclerosis lesions with True-FISP intravascular MRI. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 15 :3108, 2007.
- [TB85] D. Taylor and M. Bushell. The spatial mapping of translational diffusion coefficients by the NMR imaging technique. *Physics in Medicine and Biology*, 30 :345–349, 1985.

- [TCT⁺07] A. Tang, G. Cloutier, E. Therasse, G. Beaudoin, S. D. Qanadli, M. F. Giroux, N. Boussion, J. A. de Guise, V. L. Oliva, and G. Soulez. Optimization of spatial resolution for peripheral magnetic resonance angiography. *Academic Radiology*, 14 :54–61, 2007.
- [THdIPA⁺05] M. Terashima, M. Hyon, E. de la Pena-Almaguer, P. C. Yang, B. S. Hu, K. S. Nayak, J. M. Pauly, and M. V. McConnell. High-resolution real-time spiral MRI for guiding vascular interventions in a rabbit model at 1.5T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 22 :687–690, 2005.
- [Tho97] K. R. Thomson. Interventional radiology. *The Lancet*, 350 :354–358, 1997.
- [TRW⁺02] D. S. Tuch, T. G. Reese, M. R. Wiegell, N. Makris, J. W. Belliveau, and V. J. Wedeen. High angular resolution diffusion imaging reveals intravoxel white matter fiber heterogeneity. *Magnetic Resonance in Medicine*, 48 :577–582, 2002.
- [Tuc04] D. S. Tuch. Q-ball imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :1358–1372, 2004.
- [Tuk58] J. W. Tukey. Bias and confidence in not-quite large samples. *Annals of Mathematical Statistics*, 29 :614, 1958.
- [TZ07] P. Thunberg and P. Zetterberg. Noise distribution in SENSE and GRAPPA reconstructed images : A computer simulation study. *Magnetic Resonance Imaging*, 25 :1089–1094, 2007.
- [ULC⁺06] O. Unal, J. Li, W. Cheng, H. Yu, and C. M. Strother. MR-visible coatings for endovascular device visualization. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23 :763–769, 2006.
- [UMSB06] R. Umathum, S. Muller, W. Semmler, and M. Bock. An actively segmented transmission line for improved MR safety of interventio-

- nal devices. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 14 :1396, 2006.
- [VBL⁺05] C. Vignali, I. Bargellini, M. Lazzereschi, R. Cioni, P. Petruzzi, D. Caramella, S. Pinto, V. Napoli, V. Zampa, and C. Bartolozzi. Predictive factors of in-stent restenosis in renal artery stenting : A retrospective analysis. *Cardiovascular and interventional radiology*, 28 :296–302, 2005.
- [vKB⁺99] P. J. G. vandeVen, R. Kaatee, J. J. Beutler, F. J. A. Beek, A.-J. J. Woittiez, E. Buskens, H. A. Koomans, and W. P. T. Mali. Arterial stenting and balloon angioplasty in ostial atherosclerotic renovascular disease : A randomised trial. *The Lancet*, 353 :283–286, 1999.
- [WDL⁺97] S. Wildermuth, J. F. Debatin, D. A. Leung, C. L. Dumoulin, R. D. Darrow, G. Uhlschmid, E. Hofmann, J. Thyregod, and G. K. von Schulthess. MR imaging-guided intravascular procedures : Initial demonstration in a pig model. *Radiology*, 202 :578–583, 1997.
- [WDP⁺98] S. Wildermuth, C. L. Dumoulin, T. Pfammatter, S. E. Maier, E. Hofmann, and J. F. Debatin. MR-guided percutaneous angioplasty : Assessment of tracking safety, catheter handling and functionality. *Cardiovascular and Interventional Radiology*, 21 :404–410, 1998.
- [WEH⁺04] F. K. Wacker, D. Elgort, C. M. Hillenbrand, J. L. Duerk, and J. S. Lewin. The catheter-driven MRI scanner : A new approach to intravascular catheter tracking and imaging-parameter adjustment for interventional MRI. *American Journal of Roentgenology*, 183 :391–395, 2004.
- [WGM00] D. O. Walsh, A. F. Gmitro, and M. W. Marcellin. Adaptive reconstruction of phased array MR imagery. *Magnetic Resonance in*

- Medicine*, 43 :682–690, 2000.
- [Wha71] A. D. Whalen. *Detection of signals in noise*. Academic Press Inc., New York, 1971.
- [WHT⁺05] V. J. Wedeen, P. Hagmann, W. Y. I. Tseng, T. G. Reese, and R. M. Weisskoff. Mapping complex tissue architecture with diffusion spectrum magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54 :1377–1386, 2005.
- [WKB⁺04] S. Weiss, T. Kuehne, F. Brinkert, G. Krombach, M. Katoh, T. Schaeffter, R. W. Guenther, and A. Buecker. In vivo safe catheter visualization and slice tracking using an optically detunable resonant marker. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :860–868, 2004.
- [WKG⁺08] M. J. Wallace, M. D. Kuo, C. Glaiberman, C. A. Binkert, R. C. Orth, and G. Soulez. Three-dimensional C-arm cone-beam CT : Applications in the interventional suite. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 19 :799–813, 2008.
- [WMM⁺02] C. F. Westin, S. E. Maier, H. Mamata, A. Nabavi, F. A. Jolesz, and R. Kikinis. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. *Medical Image Analysis*, 6 :93–108, 2002.
- [WTP⁺06] G. C. Wiggins, C. Triantafyllou, A. Potthast, A. Reykowski, M. Nittka, and L. L. Wald. 32-channel 3 Tesla receive-only phased-array head coil with soccer-ball element geometry. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56 :216–223, 2006.
- [WTY⁺03] Y. Wang, T. N. Truong, C. Yen, D. Bilecen, R. Watts, D. W. Trost, and M. R. Prince. Quantitative evaluation of susceptibility and shielding effects of nitinol, platinum, cobalt-alloy, and stainless steel stents. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49 :972–976, 2003.

- [WVS⁺05] S. Weiss, P. Vernickel, T. Schaeffter, V. Schultz, and B. Gleich. Transmission line for improved RF safety of interventional devices. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54 :182–189, 2005.
- [WWvdG⁺99] J. J. M. Westenberg, M. N. J. M. Wasser, R. J. van der Geest, P. M. T. Pattynama, A. de Roos, J. Vanderschoot, and J. H. C. Reiber. Gadolinium contrast-enhanced three-dimensional MRA of peripheral arteries with multiple bolus injection : Scan optimization in vitro and in vivo. *The International Journal of Cardiac Imaging*, 15 :161–173, 1999.
- [ZCL⁺03] S. Zhang, J. Cai, Y. Luo, C. Han, N. L. Polissar, T. S. Hatsukami, and C. Yuan. Measurement of carotid wall volume and maximum area with contrast-enhanced 3D MR imaging : Initial observations. *Radiology*, 228 :200–205, 2003.
- [zM03] E. Özarıslan and T. H. Mareci. Generalized diffusion tensor imaging and analytical relationships between diffusion tensor imaging and high angular resolution diffusion imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50 :955–965, 2003.
- [ZUV⁺04] S. Zuehlsdorff, R. Umathum, S. Volz, P. Hallscheidt, C. Fink, W. Semmler, and M. Bock. MR coil design for simultaneous tip tracking and curvature delineation of a catheter. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 :214–218, 2004.

Annexe I

Principe de réciprocité

Cette démonstration est tirée de [HBTV99].

La loi de l'induction de Faraday est généralement exprimée telle que présentée par l'équation 2.4

$$f_{em} = -\frac{d\phi}{dt}, \quad \phi = \int_{aire} \vec{B} \cdot d\vec{S}, \quad (I.1)$$

où ϕ est le flux magnétique traversant la surface d'intérêt. Cependant, cette loi peut également s'écrire sous une forme réciproque ayant pour point de départ qu'une magnétisation arbitraire entraîne une densité de courant décrite par [Gri99]

$$\vec{J}_M(\vec{r}, t) = \vec{\nabla} \times \vec{M}(\vec{r}, t), \quad (I.2)$$

où \vec{J}_M est la densité de courant associée à la magnétisation \vec{M} . Par ailleurs, le potentiel vecteur associé à cette densité de courant est donné par

$$\vec{A}(\vec{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{V'} \frac{\vec{J}(\vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|} dV', \quad (I.3)$$

où $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ N/A}^2$ est la perméabilité du vide. Le potentiel vecteur est lui-même relié au champ magnétique associé à cette magnétisation selon

$$\vec{B} = \vec{\nabla} \times \vec{A}. \quad (I.4)$$

En utilisant l'équation I.4 et le théorème de Stokes, le flux magnétique peut ainsi s'exprimer en fonction du potentiel vecteur associé à la magnétisation

$$\phi = \int_{aire} \vec{B} \cdot d\vec{S} = \int_{aire} (\vec{\nabla} \times \vec{A}) \cdot d\vec{S} = \oint d\vec{l} \cdot \vec{A}. \quad (I.5)$$

Puis, en remplaçant les équations I.2 et I.3 dans l'équation I.5, en procédant à une intégration par partie et en utilisant l'identité vectorielle $\vec{A} \cdot (\vec{B} \times \vec{C}) = -(\vec{A} \times \vec{C}) \cdot \vec{B}$, on obtient

$$\begin{aligned} \phi &= \oint d\vec{l} \cdot \left[\frac{\mu_0}{4\pi} \int \frac{\vec{\nabla}' \times \vec{M}(\vec{r}')}{|\vec{r} - \vec{r}'|} dV' \right] \\ &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int dV' \oint d\vec{l} \cdot \left[\left(-\vec{\nabla}' \frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \right) \times \vec{M}(\vec{r}') \right] \\ &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int dV' \vec{M}(\vec{r}') \cdot \left[\vec{\nabla}' \times \left(\oint \frac{d\vec{l}}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \right) \right]. \end{aligned} \quad (\text{I.6})$$

Par ailleurs, selon l'équation I.3, le potentiel vecteur, évalué à la position \vec{r}' , pour une boucle de courant dans laquelle circule un courant I est donné par

$$\vec{A}(\vec{r}') = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint \frac{I d\vec{l}}{|\vec{r} - \vec{r}'|}, \quad (\text{I.7})$$

ce qui implique que le champ magnétique engendré par un courant unitaire circulant dans la boucle de l'antenne de réception ($\vec{\beta}_r$) peut, en utilisant l'équation I.4, s'écrire sous la forme

$$\vec{\beta}_r(\vec{r}') = \frac{\vec{B}(\vec{r}')}{I} = \vec{\nabla}' \times \left(\frac{\mu_0}{4\pi} \oint \frac{d\vec{l}}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \right). \quad (\text{I.8})$$

En comparant les équations I.6 et I.8, il est donc possible de constater que le flux magnétique engendré par une magnétisation temporellement variable peut s'écrire en fonction du champ magnétique engendré par un courant unitaire circulant dans la boucle de l'antenne de réception

$$\phi(t) = \int_V \vec{\beta}_r(\vec{r}) \cdot \vec{M}(\vec{r}, t) dV. \quad (\text{I.9})$$

En utilisant l'équation I.1, on obtient directement une équation pour la force électromotrice, exprimée en fonction de la magnétisation et du profil de sensibilité

de l'antenne de réception

$$fem = -\frac{d\phi}{dt} = -\frac{d}{dt} \int_V \vec{\beta}_r(\vec{r}) \cdot \vec{M}(\vec{r}, t) dV. \quad (\text{I.10})$$

Annexe II

Description mathématique du processus de détection d'un signal de résonance magnétique

Ce développement mathématique est inspiré de [HBTV99] et [LL00]

La force électromotrice induite lors de la détection d'un signal de résonance magnétique peut s'exprimer sous la forme décrite par l'équation 2.6

$$fem(t) = - \int_V \left[\beta_{r(x)} \frac{dM_x}{dt} + \beta_{r(y)} \frac{dM_y}{dt} \right] dV, \quad (\text{II.1})$$

pour une expérience réalisée avec un champ magnétique principal orienté selon \hat{z} .

Il est possible d'exprimer $\vec{\beta}_r$ sous une forme polaire, de telle façon que

$$\beta_{r(x)} = |\beta_{r(\perp)}(\vec{r})| \cos(\phi_r(\vec{r})), \quad \beta_{r(y)} = |\beta_{r(\perp)}(\vec{r})| \sin(\phi_r(\vec{r})). \quad (\text{II.2})$$

Aussi, les expressions pour M_x et M_y sont obtenues en solutionnant la composante transversale de l'équation de Bloch (équation 2.1). La solution obtenue exprime bien la précession de la magnétisation transverse

$$M_x(\vec{r}, t) = |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \cos(\phi_p(\vec{r}) - \omega_p(\vec{r})t), \quad (\text{II.3})$$

$$M_y(\vec{r}, t) = |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \sin(\phi_p(\vec{r}) - \omega_p(\vec{r})t), \quad (\text{II.4})$$

où $\omega_p(\vec{r})$ est la fréquence de précession, qui n'est pas nécessairement strictement égale à ω_0 , et $\phi_p(\vec{r})$ est un terme de phase. De façon explicite, la dérivée temporelle des composantes transverses de la magnétisation mène à une expression comprenant

deux termes. Dans le cas particulier de M_x , on obtient

$$\begin{aligned} \frac{dM_x(\vec{r}, t)}{dt} &= \omega_p(\vec{r}) |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \sin(\phi_p(\vec{r}) - \omega_p(\vec{r})t) \\ &\quad - \frac{1}{T_2(\vec{r})} |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \cos(\phi_p(\vec{r}) - \omega_p(\vec{r})t), \end{aligned} \quad (\text{II.5})$$

Cependant, pour les champs magnétiques principaux considérés, $\omega_p(\vec{r}) \gg \frac{1}{T_2(\vec{r})}$, ce qui implique que le second terme peut être négligé par rapport au premier. Il s'agit de la même approximation permettant d'éliminer la dépendance de la variation de la magnétisation longitudinale du signal détecté. En insérant les équations II.2 et II.5 dans l'équation II.1 et en utilisant l'identité trigonométrique $\sin(\alpha + \beta) = \sin(\alpha) \cos(\beta) + \sin(\beta) \cos(\alpha)$, on obtient

$$fem(t) = \int_V \omega_p(\vec{r}) |\vec{\beta}_{r(\perp)}(\vec{r})| |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \sin(\omega_p(\vec{r})t - \phi_p(\vec{r}) + \phi_r(\vec{r})) dV. \quad (\text{II.6})$$

On remarque que la force électromotrice induite est un signal de haute fréquence. À cette étape de l'acquisition du signal, les appareils d'imagerie par résonance magnétique effectuent généralement un processus de démodulation. Cette technique consiste à multiplier le signal par une onde porteuse à la fréquence de Larmor ω_0 . Explicitement, si le signal est multiplié par $-\cos(\omega_0 t)$ (le signe - provenant d'une convention) et en utilisant l'identité $\sin(\alpha) \cos(\beta) = \frac{1}{2} [\sin(\alpha - \beta) + \sin(\alpha + \beta)]$, on obtient

$$\begin{aligned} -fem(t) \cos(\omega_0 t) &= \frac{1}{2} \int_V \omega_p(\vec{r}) |\vec{\beta}_{r(\perp)}(\vec{r})| |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \times \\ &\quad [\sin((\omega_0 - \omega_p(\vec{r}))t + \phi_p(\vec{r}) - \phi_r(\vec{r})) - \sin((\omega_0 + \omega_p(\vec{r}))t - \phi_p(\vec{r}) + \phi_r(\vec{r}))] dV. \end{aligned} \quad (\text{II.7})$$

Étant donné que le but de l'opération est d'obtenir un signal de basse fréquence, par une opération de filtrage passe-bas, seule la composante à la fréquence $\omega_0 - \omega_p(\vec{r})$ est conservée. Par ailleurs, si le signal était plutôt multiplié par une onde porteuse

de la forme $\sin(\omega_0 t)$, la composante de basse fréquence serait alors

$$fem(t) \sin(\omega_0 t) = \frac{1}{2} \int_V \omega_p(\vec{r}) |\vec{\beta}_{r(\perp)}(\vec{r})| |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \times \quad (\text{II.8})$$

$$[\cos((\omega_0 - \omega_p(\vec{r}))t + \phi_p(\vec{r}) - \phi_r(\vec{r}))].$$

On constate que, selon la forme de l'onde porteuse utilisée pour procéder à la démodulation, on obtient tour à tour la partie imaginaire et la partie réelle d'un nombre complexe. Il est donc logique de définir un signal complexe et démodulé ayant la forme

$$S(t) = \Lambda \int_V \omega_0 |\vec{\beta}_{r(\perp)}(\vec{r})| |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} e^{i[(\omega_0 - \omega_p(\vec{r}))t + \phi_p(\vec{r}) - \phi_r(\vec{r})]} dV, \quad (\text{II.9})$$

où toutes les constantes, incluant l'amplification propre à chacun des appareils d'imagerie par résonance magnétique, sont incorporées dans la constante Λ et l'approximation $\omega_p(\vec{r}) \approx \omega_0$ a été effectuée pour le terme multiplicatif. Par ailleurs, bien que cette définition semble arbitraire, il s'agit d'un élément clef du processus de création d'une image de résonance magnétique [HBTV99].

Dans un même ordre d'idées, les antennes utilisées pour transmettre les pulses radio-fréquences et recevoir le signal ont normalement une très bonne uniformité sur un volume d'intérêt, ce qui implique que les variables $|\vec{\beta}_{r(\perp)}|$, ϕ_r et ϕ_p peuvent être considérées comme des constantes indépendantes de la position, du moins à l'échelle du voxel. Il est possible d'incorporer ces constantes dans une redéfinition de Λ pour obtenir

$$S(t) = \Lambda \int_V \omega_0 |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} e^{i(\omega_0 - \omega_p(\vec{r}))t} dV. \quad (\text{II.10})$$

Annexe III

Combinaison optimale théorique des signaux d'une antenne à plusieurs canaux

Cette démonstration est tirée de [REH⁺90].

La force électromotrice induite dans une antenne de réception, considérée comme une boucle conductrice, lors de la réception du signal est donnée par l'équation II.6

$$fem(t) = \int_V \omega_p(\vec{r}) |\vec{\beta}_{r(\perp)}(\vec{r})| |\vec{M}_\perp(\vec{r}, 0)| e^{-t/T_2(\vec{r})} \sin(\omega_p(\vec{r})t - \phi_p(\vec{r}) + \phi_r(\vec{r})) dV. \quad (\text{III.1})$$

En considérant un volume d'intérêt homogène, en réalisant l'intégrale sur ce volume et en redéfinissant les constantes de phase, le signal induit dans une antenne de réception donnée peut s'exprimer comme

$$S_j(t) = \omega_p V |\vec{M}_\perp(0)| |\vec{\beta}_{r(\perp)j}| \cos(\omega_p t - \phi_{r(j)} + \phi_p), \quad (\text{III.2})$$

où V est le volume de l'échantillon d'intérêt. Le signal total pour un réseau d'antennes composé de N canaux de réception, suite à une remise en phase des signaux, est donné par une somme pondérée des signaux des différents canaux

$$S_{tot}(t) = \omega_p V |\vec{M}_\perp(0)| \sum_{j=1}^N m_j |\vec{\beta}_{r(\perp)j}| \cos(\omega_p t - \phi_{r(j)} + \phi_p + \phi_j), \quad (\text{III.3})$$

où les m_j représentent les poids accordés à chacun des canaux et les ϕ_j sont des termes de remise en phase. Afin d'obtenir une combinaison optimale des signaux, les m_j maximisant le rapport S/B doivent être déterminés. Le rapport S/B est défini comme

$$\frac{S}{B} = \frac{|S_{tot}|}{\sqrt{4kTR_{eff}BW_{reception}}}, \quad (\text{III.4})$$

où le dénominateur représente le niveau de bruit total d'origine thermique tel qu'exprimé par l'équation 2.19. Plus précisément, lorsque plusieurs canaux de réception sont considérés, le terme de résistance total est donné par

$$R_{eff} = \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^N m_j m_k R_{jk} \cos(\phi_j - \phi_k). \quad (\text{III.5})$$

La matrice R_{jk} représente la corrélation de la résistance entre chacun des canaux. En insérant les équations III.3 et III.5 dans l'équation III.4 et en élevant au carré, on obtient

$$\left(\frac{S}{B}\right)^2 = \frac{(\omega_p |\vec{M}_\perp(0)|V)^2}{4kT\Delta f} \times \frac{\sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^N m_j m_k |\vec{\beta}_{r(\perp)j}| |\vec{\beta}_{r(\perp)k}| \cos(\phi_j - \phi_{r(j)} - \phi_k + \phi_{r(k)})}{\sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^N m_j m_k R_{jk} \cos(\phi_j - \phi_k)}, \quad (\text{III.6})$$

qui donne une expression générale pour le carré du rapport S/B d'une combinaison arbitraire des canaux. Les valeurs des m_j maximisant le rapport S/B peuvent être trouvées en égalisant les dérivées selon m_j et ϕ_j à zéro. On obtient alors les équations

$$|\vec{B}_{r(\perp)j}| \sum_{k=1}^N m_k |\vec{\beta}_{r(\perp)k}| \cos(\phi_j - \phi_{r(j)} - \phi_k + \phi_{r(k)}) = (S/B)^2 \sum_{k=1}^N m_k R_{jk} \cos(\phi_j - \phi_k), \quad (\text{III.7})$$

$$|\vec{B}_{r(\perp)j}| \sum_{k=1}^N m_k |\vec{\beta}_{r(\perp)k}| \sin(\phi_j - \phi_{r(j)} - \phi_k + \phi_{r(k)}) = (S/B)^2 \sum_{k=1}^N m_k R_{jk} \sin(\phi_j - \phi_k). \quad (\text{III.8})$$

Ces équations peuvent être simplifiées en utilisant une notation complexe et en définissant

$$b_j = |\vec{\beta}_{r(\perp)j}| e^{i\phi_{r(j)}}, \quad \alpha_j = m_j e^{i\phi_j}. \quad (\text{III.9})$$

En insérant III.9 dans III.7 et III.8 et en solutionnant pour b_j , on obtient

$$b_j = \frac{(S/B)^2}{\sum_{k=1}^N \alpha_k b_k^*} \sum_{k=1}^N \alpha_k R_{jk}. \quad (\text{III.10})$$

Ces b_j représentent les champs magnétiques produits par des courants unitaires circulant à l'intérieur des boucles composant l'antenne de réception. Par le principe de réciprocité démontré en annexe I, ces b_j peuvent donc être associés aux profils de sensibilité complexes des différents éléments du réseau d'antennes. Par ailleurs, l'équation III.10 peut être réécrite sous une forme vectorielle

$$\mathbf{b} = \frac{\mathbf{R}\boldsymbol{\alpha}}{\lambda}, \quad (\text{III.11})$$

où \mathbf{b} et $\boldsymbol{\alpha}$ sont, respectivement, des vecteurs des b_j et des α_j et \mathbf{R} devient une représentation matricielle de la corrélation de la résistance entre les différents éléments du réseau d'antennes. Selon cette notation, λ est défini comme

$$\lambda = \frac{\boldsymbol{\alpha}^T \mathbf{b}^*}{(S/B)^2}. \quad (\text{III.12})$$

En isolant $\boldsymbol{\alpha}$ dans III.11, on obtient

$$\boldsymbol{\alpha} = \lambda \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}. \quad (\text{III.13})$$

En considérant que les α_j sont la généralisation complexe des m_j optimaux

recherchés, la combinaison des signaux optimale peut s'écrire comme

$$P = \lambda \mathbf{S}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}, \quad (\text{III.14})$$

où P est le signal recombinaison et \mathbf{S} est la représentation vectorielle des S_j . Par ailleurs, on recherche une image présentant une sensibilité uniforme et il est donc important de s'affranchir de la dépendance sur les profils \mathbf{b} . Ceci peut se réaliser en choisissant un facteur λ inversement proportionnel au carré de \mathbf{b}

$$\lambda = \frac{C}{\mathbf{b}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}^*}. \quad (\text{III.15})$$

En remplaçant III.15 dans III.14, on obtient l'équation pour la combinaison optimale de signaux provenant d'un réseau d'antennes

$$P = C \frac{\mathbf{S}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}}{\mathbf{b}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{b}^*}. \quad (\text{III.16})$$

Annexe IV

Reconstruction adaptative

Cette démonstration est tirée de [WGM00]

La méthode de reconstruction adaptative (*Adaptive Reconstruction*) cherche à déterminer le facteur de pondération pour chaque canal permettant de maximiser le rapport S/B pour chaque pixel, en considérant que le signal et le bruit peuvent être décrits comme des processus stochastiques. Plus précisément, on recherche à déterminer le vecteur de pondération \mathbf{m} qui maximise le rapport S/B tel que défini par

$$\frac{S}{B} = \frac{E(|\mathbf{m}^H \mathbf{S}|^2)}{E(|\mathbf{m}^H \mathbf{n}|^2)}, \quad (\text{IV.1})$$

où \mathbf{S} et \mathbf{n} sont des vecteurs aléatoires représentant les processus liés, respectivement, au signal et au bruit dans l'image recombinaée. En considérant que les facteurs de pondération \mathbf{m} suivent une logique déterministe, l'équation IV.1 peut se réécrire sous la forme

$$\frac{S}{B} = \frac{\mathbf{m}^H E(\mathbf{S}\mathbf{S}^H) \mathbf{m}}{\mathbf{m}^H E(\mathbf{n}\mathbf{n}^H) \mathbf{m}} = \frac{\mathbf{m}^H \mathbf{R}_S \mathbf{m}}{\mathbf{m}^H \mathbf{R}_n \mathbf{m}}, \quad (\text{IV.2})$$

où \mathbf{R}_S et \mathbf{R}_n sont définis comme

$$\mathbf{R}_S(j, k) = E(S(j)S(k)^*) \quad j = 1, \dots, N \quad k = 1, \dots, N, \quad (\text{IV.3})$$

$$\mathbf{R}_n(j, k) = E(n(j)n(k)^*) \quad j = 1, \dots, N \quad k = 1, \dots, N, \quad (\text{IV.4})$$

et représentent, de façon matricielle, la corrélation pour les processus aléatoires du signal et du bruit. Le processus d'optimisation du rapport S/B peut être simplifié

en introduisant une matrice invertible \mathbf{P} permettant de diagonaliser simultanément \mathbf{R}_S et \mathbf{R}_n de façon à obtenir

$$\mathbf{P}^H \mathbf{R}_S \mathbf{P} = \mathbf{D}, \quad (\text{IV.5})$$

$$\mathbf{P}^H \mathbf{R}_n \mathbf{P} = \mathbf{I}. \quad (\text{IV.6})$$

En multipliant l'équation IV.5 par l'équation IV.6 et en simplifiant, il est possible de constater que la matrice \mathbf{P} représente les vecteurs propres du produit $\mathbf{R}_n^{-1} \mathbf{R}_S$ et que \mathbf{D} contient les valeurs propres associées, c'est à dire que

$$\mathbf{R}_n^{-1} \mathbf{R}_S \mathbf{P} = \mathbf{P} \mathbf{D}. \quad (\text{IV.7})$$

Le vecteur de solution \mathbf{q} sous cette transformation peut s'exprimer comme

$$\mathbf{q} = \mathbf{P}^{-1} \mathbf{m}. \quad (\text{IV.8})$$

En remplaçant dans l'équation IV.2 et en simplifiant on obtient une nouvelle identité pour le rapport S/B

$$\frac{S}{B} = \frac{\mathbf{q}^H \mathbf{P}^H \mathbf{R}_S \mathbf{P} \mathbf{q}}{\mathbf{q}^H \mathbf{P}^H \mathbf{R}_n \mathbf{P} \mathbf{q}} = \frac{\mathbf{q}^H \mathbf{D} \mathbf{q}}{\mathbf{q}^H \mathbf{q}}. \quad (\text{IV.9})$$

L'objectif est désormais de trouver le vecteur \mathbf{q} maximisant le rapport S/B, puis, à l'aide de l'inverse de l'équation IV.8, retrouver le vecteur \mathbf{m} lui correspondant. De plus, si le vecteur de pondération \mathbf{q} maximise le rapport S/B, c'est également vrai pour le vecteur $\alpha \mathbf{q}$, où α est une constante complexe arbitraire. Ainsi, il est possible, sans perte de généralité, d'exiger que $\mathbf{q}^H \mathbf{q} = 1$. Sous cette condition, la maximisation de l'équation IV.9 revient à maximiser le numérateur $\mathbf{q}^H \mathbf{D} \mathbf{q}$. De plus, sous cette contrainte de normalisation et considérant que \mathbf{D} contient les valeurs

propres du produit $\mathbf{R}_n^{-1}\mathbf{R}_S$, il en découle que

$$\mathbf{q}^H \mathbf{D} \mathbf{q} \leq \lambda_1, \quad (\text{IV.10})$$

où λ_1 est la valeur propre principale du vecteur \mathbf{D} . Ainsi, le rapport S/B possède une borne supérieure correspondant à la valeur propre principale du produit $\mathbf{R}_n^{-1}\mathbf{R}_S$. De plus, en considérant que les valeurs propres de \mathbf{D} sont classées en ordre décroissant, cette borne supérieure est atteinte en choisissant simplement

$$\mathbf{q} = [1 \ 0 \ 0 \ , \dots, \ 0]^T. \quad (\text{IV.11})$$

En appliquant l'inverse de l'équation IV.8, $\mathbf{m} = \mathbf{P}\mathbf{q}$, on retrouve donc que la combinaison optimale des signaux est donnée par le vecteur propre principal de la matrice \mathbf{P} définie comme

$$\mathbf{P} = \mathbf{R}_n^{-1}\mathbf{R}_S. \quad (\text{IV.12})$$

Annexe V

Distribution ricienne du bruit dans une image d'amplitude simple

Cette démonstration est tirée de [CBTIC08].

Le signal de résonance magnétique est, à l'origine, un signal complexe. Il est généralement considéré que les parties réelle et imaginaire de ce signal suivent des distributions gaussiennes de variance égale et statistiquement indépendantes

$$P(S_{(\Re, \Im)} : S_{MR(\Re, \Im)}, \sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\left(\frac{(S_{MR(\Re, \Im)} - S_{(\Re, \Im)})^2}{2\sigma^2}\right)}, \quad (\text{V.1})$$

où S est le signal mesuré en présence de bruit, S_{MR} est le signal de résonance magnétique en l'absence de bruit et σ est l'écart-type de la distribution gaussienne. \Re et \Im indiquent, respectivement, la partie réelle et la partie imaginaire du signal. De façon générale, l'intérêt est porté à l'amplitude du signal de résonance magnétique plutôt qu'aux valeurs des parties réelle et imaginaire. L'amplitude du signal bruité s'exprime comme

$$|S| = \sqrt{(|S_{MR}| \cos \phi + n_{(\Re)})^2 + (|S_{MR}| \sin \phi + n_{(\Im)})^2}, \quad (\text{V.2})$$

où ϕ représente la phase réelle du signal de résonance magnétique et $n_{(\Re)}$ et $n_{(\Im)}$ sont les termes de bruit associés respectivement aux parties réelle et imaginaire du signal. On considère ici que l'antenne utilisée en réception possède une sensibilité homogène sur le volume d'intérêt, ce qui permet d'omettre l'influence de celle-ci sur le signal détecté. Cette simplification n'affecte pas la généralité de la démonstration.

Étant donné que le bruit dans la partie réelle du signal est statistiquement indépendant de celui présent dans la partie imaginaire, la probabilité conjointe de mesurer un signal complexe $S_{(\Re)} + iS_{(\Im)}$ peut s'exprimer simplement comme le

produit des deux probabilités individuelles

$$P(|S|, \theta : |S_{MR}|, \phi, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\left(\frac{(|S_{MR}|\cos\phi - |S|\cos\theta)^2}{2\sigma^2}\right)} e^{-\left(\frac{(|S_{MR}|\sin\phi - |S|\sin\theta)^2}{2\sigma^2}\right)} J(|S|, \theta), \quad (\text{V.3})$$

où une notation polaire ($S_{MR} = |S_{MR}|\cos\phi + |S_{MR}|\sin\phi$ et $S = |S|\cos\theta + |S|\sin\theta$) a été utilisée. Le Jacobien associé à cette transformation est donné par

$$J(|S|, \theta) = \begin{vmatrix} \frac{\partial S_{(\Re)}}{\partial |S|} & \frac{\partial S_{(\Re)}}{\partial \theta} \\ \frac{\partial S_{(\Im)}}{\partial |S|} & \frac{\partial S_{(\Im)}}{\partial \theta} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \cos\theta & -|S|\sin\theta \\ \sin\theta & |S|\cos\theta \end{vmatrix}, \quad (\text{V.4})$$

qui se simplifie en

$$J(|S|, \theta) = |S|\cos^2\theta + |S|\sin^2\theta = |S|. \quad (\text{V.5})$$

Dans le cas étudié, seule l'amplitude du signal est d'intérêt et celle-ci peut être obtenue en procédant à une intégration sur toute la plage de phase de la probabilité complexe. La probabilité de mesurer un signal d'amplitude $|S|$ est donc donnée par

$$P(|S| : |S_{MR}|, \phi, \sigma) = \frac{|S|}{2\pi\sigma^2} \int_0^{2\pi} e^{-\left(\frac{-(|S|^2 + |S_{MR}|^2 - 2|S_{MR}||S|\cos(\theta - \phi))}{2\sigma^2}\right)} d\theta. \quad (\text{V.6})$$

Par ailleurs, étant donné que la phase réelle du signal de résonance magnétique (ϕ) est une valeur physique indépendante du bruit et que sa valeur n'influence pas la valeur du signal d'amplitude, celle-ci peut être omise. On obtient alors

$$P(|S| : |S_{MR}|, \sigma) = \frac{|S|}{2\pi\sigma^2} e^{-\left(\frac{(|S|^2 + |S_{MR}|^2)}{2\sigma^2}\right)} \int_0^{2\pi} e^{\left(\frac{|S_{MR}||S|\cos\theta}{\sigma^2}\right)} d\theta. \quad (\text{V.7})$$

Sachant que la fonction de Bessel modifiée de premier type d'ordre zéro est

définie comme

$$I_0(x) = \int_0^{2\pi} e^{(xcos\psi)} d\psi, \quad (\text{V.8})$$

il est possible de réécrire la probabilité de mesurer un signal d'amplitude $|S|$ sous la forme

$$P(|S| : |S_{MR}|, \sigma) = \frac{|S|}{\sigma^2} e^{-\left(\frac{|S|^2 + |S_{MR}|^2}{2\sigma^2}\right)} I_0\left(\frac{|S| \cdot |S_{MR}|}{\sigma^2}\right). \quad (\text{V.9})$$

Il s'agit de la définition d'une distribution de probabilité ricienne.

Annexe VI

Distribution χ non-centrée du bruit dans une image de la somme-des-carrés

Cette démonstration est inspirée des développements mathématiques présentés dans [Wha71]

Le signal pour une reconstruction selon la méthode de combinaison de la somme-des-carrés est donné par une généralisation de l'équation V.2

$$|S| = \sqrt{\sum_{k=1}^N ((|S_{MR}| \cos \phi_k + n_{k(\Re)})^2 + (|S_{MR}| \sin \phi_k + n_{k(\Im)})^2)}, \quad (\text{VI.1})$$

où N est le nombre de canaux de réception combinés. Cette relation peut également s'écrire sous la forme

$$|S|^2 = \sum_{k=1}^N \left(\left(\frac{|S_{MR}|}{N} \cos \phi + n_{k(\Re)} \right)^2 + \left(\frac{|S_{MR}|}{N} \sin \phi + n_{k(\Im)} \right)^2 \right), \quad (\text{VI.2})$$

où, pour des raisons de simplicité, la phase du signal (ϕ) est considérée constante pour tous les canaux et le signal intrinsèque de résonance magnétique est normalisé par le nombre de canaux afin que $|S|$ conserve le même ordre de grandeur peu importe le nombre de canaux combinés. De même, l'influence de la sensibilité de chacun des canaux de réception est omise. Ces simplifications ne restreignent pas la généralité de la réponse obtenue [Wha71]. On considère également que les termes de bruit ($n_{k(\Re, \Im)}$) ne montrent pas de corrélation entre les canaux. Cette équation peut se réécrire sous la forme

$$|S|^2 = \sum_{k=1}^N \left(\frac{|S_{MR}|}{N} \cos \phi + n_{k(\Re)} \right)^2 + \sum_{k=1}^N \left(\frac{|S_{MR}|}{N} \sin \phi + n_{k(\Im)} \right)^2. \quad (\text{VI.3})$$

On remarque que les deux sommes présentent un comportement similaire et il donc d'intérêt de considérer chacune de celles-ci séparément. En considérant la première somme et en définissant $S_k = \frac{|S_{MR}|}{N} \cos \phi + n_{k(\mathbb{R})}$, la variable S_k sera distribuée selon une loi de probabilité gaussienne

$$P(S_k : |S_{MR}|, \sigma, N) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\left(\frac{(S_k - |S_{MR}|/N)^2}{2\sigma^2}\right)}. \quad (\text{VI.4})$$

En définissant la variable $q_k = S_k^2$ et en utilisant la relation pour un changement de variable dans une distribution de probabilité

$$P_y(y) = \sum_j^M \left| \frac{d(f_j^{-1}(y))}{dy} \right| P_x(f_j^{-1}(y)), \quad \text{pour } y = f(x), \quad (\text{VI.5})$$

où les $f_j^{-1}(y)$ sont les différentes solutions au changement de variable, on obtient que la variable q_k suit la distribution de probabilité

$$P(q_k : |S_{MR}|, \sigma, N) = \frac{1}{\sqrt{8\pi\sigma^2 q_k}} \left(e^{-\left(\frac{(-\sqrt{q_k} - |S_{MR}|/N)^2}{2\sigma^2}\right)} + e^{-\left(\frac{(\sqrt{q_k} - |S_{MR}|/N)^2}{2\sigma^2}\right)} \right). \quad (\text{VI.6})$$

En utilisant l'identité $e^x + e^{-x} = 2 \cosh x$, cette relation peut également s'écrire sous la forme

$$P(q_k : |S_{MR}|, \sigma, N) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2 q_k}} e^{-\left(\frac{(q_k + (|S_{MR}|/N)^2)}{2\sigma^2}\right)} \cosh \left(\frac{(|S_{MR}|/N) \sqrt{q_k}}{\sigma^2} \right). \quad (\text{VI.7})$$

Il est nécessaire à cette étape d'introduire la notion de fonction caractéristique, qui est définie comme le conjugué complexe de la transformée de Fourier de la

distribution de probabilité

$$C(t) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{itx} P(x) dx. \quad (\text{VI.8})$$

En utilisant une table de transformées de Fourier ([CF54], équation 651), on trouve que la fonction caractéristique correspondant à la distribution de probabilité définie par l'équation VI.7 est donnée par

$$C_{q_k}(i\omega) = e^{\left(\frac{-|S_{MR}|/N}{2\sigma^2}\right)} \left(\frac{1}{1 - i2\sigma^2\omega}\right)^{1/2} e^{\left(\frac{|S_{MR}|/N}{1 - i2\sigma^2\omega}\right)}. \quad (\text{VI.9})$$

Une propriété des fonctions caractéristiques stipule que la fonction caractéristique correspondant à la distribution de probabilité d'une variable obtenue par la somme de plusieurs variables statistiquement indépendantes est donnée par le produit des fonctions caractéristiques associées à chacune de ces variables. Ainsi, la fonction caractéristique associée à la variable $|S_{1/2}|^2 = \sum_{k=1}^N q_k$ est donnée par l'équation VI.9 à la puissance N

$$C_{|S_{1/2}|^2}(i\omega) = e^{\left(\frac{-|S_{MR}|^2}{N2\sigma^2}\right)} \left(\frac{1}{1 - i2\sigma^2\omega}\right)^{N/2} e^{\left(\frac{|S_{MR}|^2/(N2\sigma^2)}{1 - i2\sigma^2\omega}\right)}. \quad (\text{VI.10})$$

L'inversion de l'équation VI.10 vers une distribution de probabilité (en utilisant la transformée de Fourier décrite par l'équation 650 de [CF54]) donne, pour la variable $|S_{1/2}|^2$, la distribution de probabilité

$$P(|S_{1/2}|^2 : |S_{MR}|, \sigma, N) = \quad (\text{VI.11})$$

$$\frac{1}{2\sigma^2} \left(\frac{|S_{1/2}|^2}{|S_{MR}|^2}\right)^{(N-2)/4} e^{\left(-\frac{|S_{MR}|^2 + |S_{1/2}|^2}{2\sigma^2}\right)} I_{N/2-1} \left(\frac{|S_{1/2}| \cdot |S_{MR}|}{\sigma^2}\right),$$

où $I_{N/2-1}$ est la fonction de Bessel modifiée de premier type d'ordre $N/2 - 1$. Il s'agit de la définition d'une distribution de probabilité χ^2 non-centrée de degré N . De plus, étant donné qu'une somme de termes positifs peut être décomposée en

plusieurs sommes secondaires, tel que réalisé pour le passage de l'équation VI.2 à l'équation VI.3, la somme de deux variables statistiquement indépendantes distribuées selon une loi χ^2 non-centrée de degré N sera également distribuée selon une loi χ^2 , de degré $2N$. Il s'agit de la situation ici considérée, où la variable $|S|^2$ est la somme de deux termes similaires distribués selon des lois de probabilité χ^2 non-centrées indépendantes, tel qu'exprimé par l'équation VI.3. La distribution de probabilité pour $|S|^2$ est donc donnée par

$$P(|S|^2 : |S_{MR}|, \sigma, N) = \tag{VI.12}$$

$$\frac{1}{2\sigma^2} \left(\frac{|S|}{|S_{MR}|} \right)^{N-1} e^{\left(-\frac{|S_{MR}|^2 + |S|^2}{2\sigma^2} \right)} I_{N-1} \left(\frac{|S| \cdot |S_{MR}|}{\sigma^2} \right).$$

La distribution de probabilité pour $|S|$ peut être calculée à partir de cette relation en effectuant le changement de variable et en utilisant la relation VI.5, seule la réponse définie positivement étant considérée

$$P(|S| : |S_{MR}|, \sigma, N) = \tag{VI.13}$$

$$\frac{|S_{MR}|}{\sigma^2} \left(\frac{|S|}{|S_{MR}|} \right)^N e^{\left(-\frac{(|S|^2 + |S_{MR}|^2)}{2\sigma^2} \right)} I_{N-1} \left(\frac{|S| \cdot |S_{MR}|}{\sigma^2} \right).$$

Il s'agit de la définition d'une distribution de probabilité χ non-centrée.

Annexe VII

Implémentation et validation d'une antenne sans boucle

Les expériences d'imagerie par résonance magnétique intravasculaire présentées dans les articles [GSB09] et [GSB] ont été réalisées à l'aide d'antennes sans boucle conçues spécialement pour ce projet. D'abord proposé en 1997 [OA97], ce modèle d'antenne intravasculaire, et ses variantes proches, demeure l'un des plus utilisés [SYA03], [LKS⁺08], [ESQB08], [QGK⁺08].

De façon générale, une antenne sans boucle est composée d'un câble coaxial dont le conducteur interne est prolongé d'une longueur d'environ $\lambda/4$, où λ est la longueur d'onde dans le milieu entourant l'antenne. Dans le cas d'une antenne conçue pour être utilisée conjointement avec un système d'imagerie dont le champ principal est de 1.5 tesla ($f_0 \approx 64$ Mhz) et considérant que la permittivité relative (ϵ_r) du plasma sanguin est d'environ 80 [KBSB00], la longueur de la pointe (L_p) de l'antenne sera donnée par

$$L_p = \frac{\lambda}{4} = \frac{1}{4} \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r} * f_0} = \frac{1}{4} \frac{3 * 10^8 \text{ m/s}}{\sqrt{80} * 64 * 10^6 \text{ s}^{-1}} \approx 13 \text{ cm}, \quad (\text{VII.1})$$

si on considère une pointe non-isolée. Cependant, il a été démontré que cette longueur pouvait varier sans trop affecter la sensibilité de l'antenne [SYA03]. Dans le cas des antennes conçues, la pointe de l'antenne consiste en l'extrémité distale d'un guide de cathéter en nitinol de 0.46 mm de diamètre, afin de bénéficier des propriétés mécaniques propices d'une telle pointe. Celle-ci est connectée à un câble coaxial de cuivre de 0.8 mm de diamètre. Ce dernier est finalement recouvert d'une gaine thermorétractable afin d'augmenter la rigidité de l'instrument et assurer une isolation entre le milieu ambiant et les composantes électroniques.

Le câble coaxial de l'antenne est traditionnellement connecté de façon proximale à un circuit d'adaptation d'impédance et à une diode PIN visant à découpler



FIG. VII.1 – Représentation schématique d'une antenne sans boucle

l'antenne durant la période d'excitation. Dans le cas des antennes conçues, l'adaptation d'impédance a généralement été réalisée à l'aide d'un circuit simple de type L. La figure VII.1 présente de façon schématique une antenne de type sans boucle alors que la figure VII.2 illustre une des antennes construites.

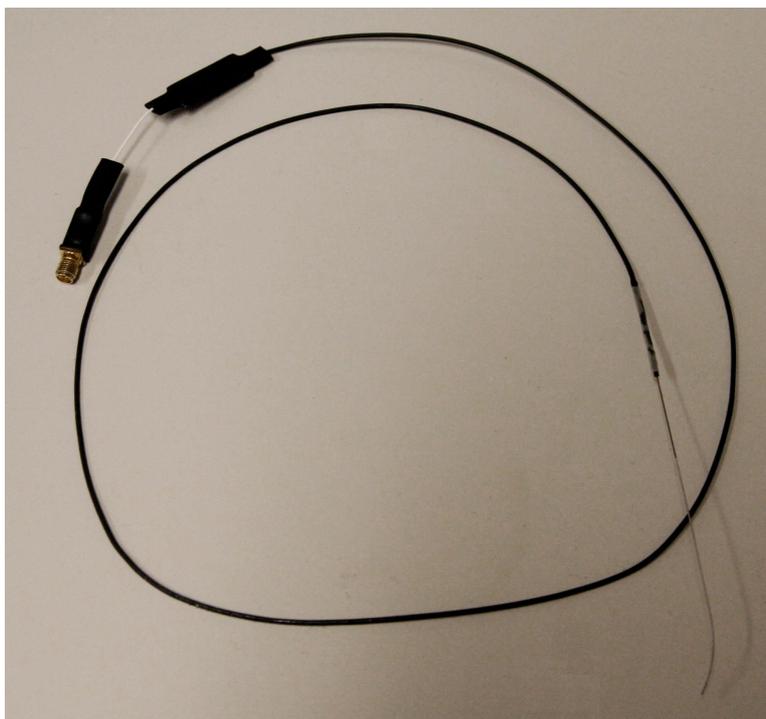


FIG. VII.2 – Antenne sans boucle avec pointe de 10 cm

L'objectif premier de l'utilisation d'une antenne intravasculaire est de bénéficier de la proximité entre l'antenne et la région d'intérêt afin d'obtenir une sensibilité de réception supérieure à celle pouvant être obtenue avec une antenne de surface. Dans cette optique, la figure VII.3 compare la distribution spatiale du rapport S/B obtenue à l'aide d'une antenne sans boucle à celle pouvant être atteinte en utili-

sant un réseau d’antennes de surface. Il est possible de constater que le rapport S/B obtenu avec l’antenne sans boucle est supérieur à celui obtenu avec les antennes de surface dans un rayon d’environ 6-7 mm entourant l’antenne. Cette zone de sensibilité supérieure indique donc qu’une antenne de type sans boucle sera particulièrement efficace pour l’imagerie de vaisseaux de moins de 1 cm de diamètre (pour une expérience réalisée dans un champ principal de 1.5 tesla).

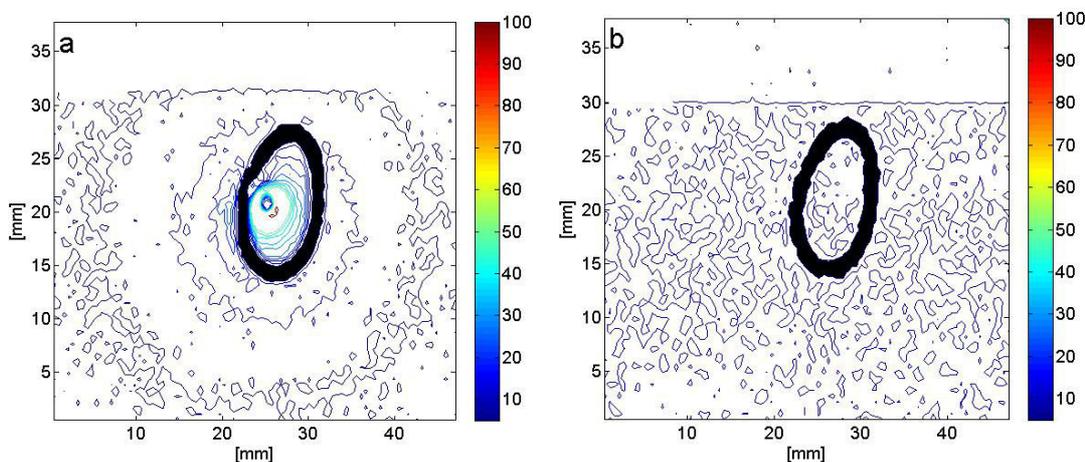


FIG. VII.3 – Distribution spatiale du rapport S/B pour une séquence de type balanced Steady-State Free-Precession : champ de vision = 70 mm x 70 mm, matrice = 128 x 128 (résolution dans le plan de 547 μm), $T_R = 5.5$ ms, $T_E = 2.8$ ms, nombre d’excitations (NEX) = 1 et épaisseur de tranche = 4 mm. a) Antenne sans boucle. b) Réseau d’antennes de surface.

De façon théorique, la décroissance de la sensibilité radiale d’une antenne sans boucle suit une tendance en $1/r$, où r est la distance radiale à l’antenne [OA97], [SYA03]. La figure VII.4 confirme que cette relation est bien observée avec les antennes conçues.

Finalement, une autre caractéristique d’une antenne sans boucle est que la zone de sensibilité maximale de l’antenne est longitudinalement située à la jonction entre la pointe et le câble coaxial, tel qu’illustré par la figure VII.5. Cette caractéristique est généralement perçue comme un inconvénient car elle implique que l’antenne

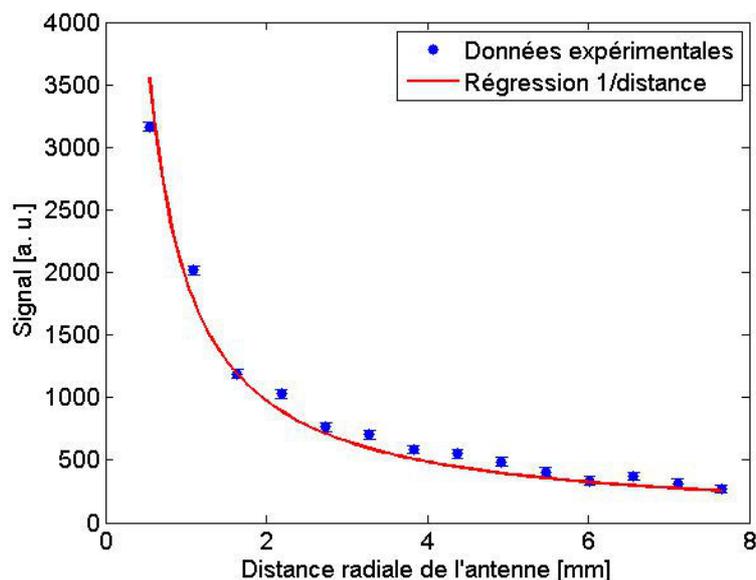


FIG. VII.4 – Décroissance radiale de la sensibilité d'une antenne sans boucle

doit traverser la région d'intérêt afin de pouvoir l'imager sous des conditions optimales. De plus, sous certaines conditions, l'extrémité distale de l'antenne peut être difficile à percevoir, en raison de sa faible sensibilité en réception. Afin de diminuer la distance entre l'extrémité distale de l'antenne et la région de sensibilité maximale, des pointes d'environ 10 cm ont été utilisées, au lieu des 13 cm suggérés par l'équation VII.1. L'utilisation de cette longueur non-optimale mène à une faible dégradation de la sensibilité [SYA03]. D'autre part, il est possible de constater que la sensibilité de l'antenne demeure relativement constante sur quelques centimètres de part et d'autre de la jonction entre la pointe et le câble coaxial. Il s'agit d'une caractéristique particulièrement intéressante car elle rend possible l'acquisition de plusieurs tranches de la région d'intérêt sans avoir à déplacer l'antenne entre les acquisitions.

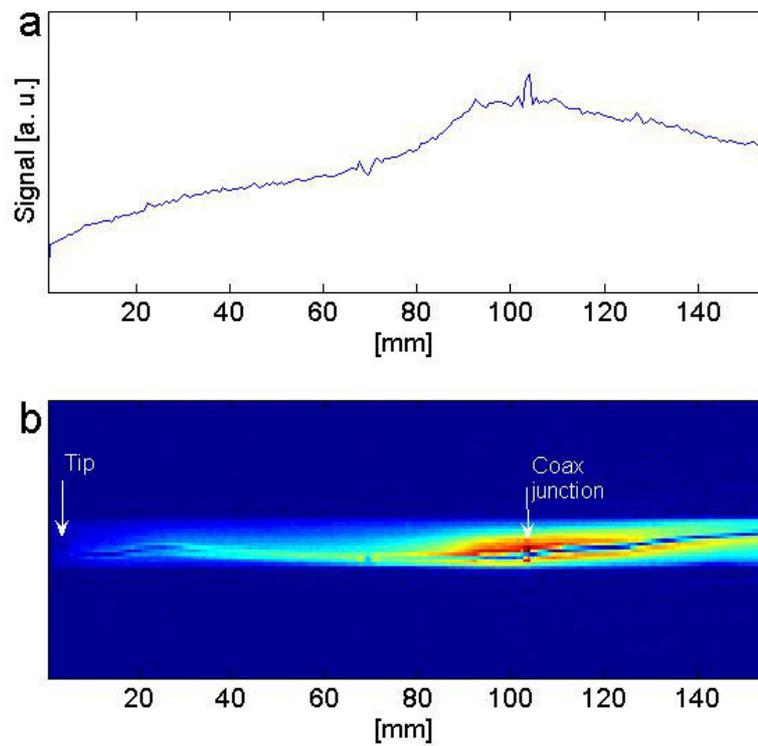


FIG. VII.5 – a) Projection selon l’axe coronal du signal capté par une antenne sans boucle. L’axe coronal correspond à la dimension verticale sur la figure ci-dessous. b) Image sagittale acquise avec une antenne sans boucle. La région de sensibilité maximale correspond à la jonction entre la pointe et le câble coaxial.

Annexe VIII

Segmentation active d'une ligne de transmission coaxiale

Un obstacle important à l'utilisation clinique d'instruments intravasculaires actifs demeure la problématique d'échauffement des lignes de transmission observé. Tel que mentionné dans le chapitre 6, ce phénomène peut se produire en présence d'une structure conductrice d'une taille suffisante pour engendrer un comportement résonant. Ainsi, une approche pour réduire l'échauffement potentiel consiste à segmenter la ligne de transmission liée à un instrument actif, par l'utilisation de transformateurs [WVS⁺05] ou de diodes PIN [UMSB06]. Cette annexe présente des détails concernant l'implémentation et la validation de cette seconde approche.

De façon générale, l'approche de la segmentation active à l'aide de diodes PIN consiste à diviser la longue ligne conductrice de l'instrument en plusieurs sections d'une longueur inférieure à $\lambda/2$, où λ est la longueur d'onde dans le milieu environnant ($\lambda \approx 52$ cm pour un appareil à 1.5 tesla). Cette segmentation est actionnée durant la phase d'excitation en polarisant de façon inverse les diodes PIN réparties de façon régulière sur le conducteur interne et la gaine conductrice du câble coaxial. Inversement, les propriétés conductrices de la ligne de transmission sont rétablies durant la période de réception du signal en polarisant les diodes PIN de façon positive. La figure VIII.1 illustre de façon schématique une antenne sans boucle jumelée à une ligne de transmission pouvant être segmentée de façon active. Dans le cas d'une antenne sans boucle, une inductance est ajoutée de façon distale à la dernière paire de diodes PIN, dans le but de permettre le passage du courant continu servant à la polarisation, tout en imposant une haute impédance au signal haute fréquence de résonance magnétique. La figure VIII.2 présente l'intégration d'une paire de diodes PIN de petites dimensions à une ligne de transmission utilisée pour la réalisation d'une antenne sans boucle.

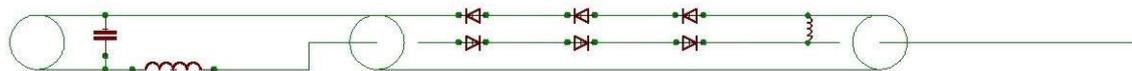


FIG. VIII.1 – Représentation schématique d’une antenne sans boucle avec segmentation active de la ligne de transmission

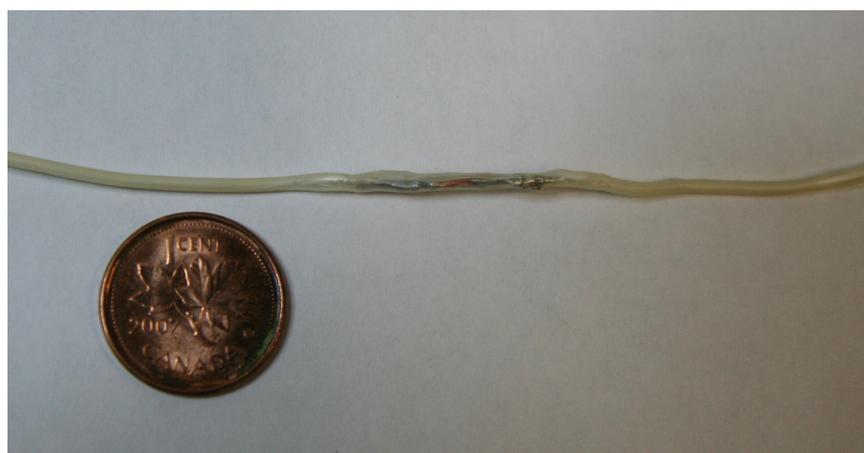


FIG. VIII.2 – Ligne de transmission coaxiale de 0.8 mm segmentée à l’aide de diodes PIN de petites dimensions (MA/COM MA4P606-131, Cobham plc, Wimborne, Angleterre).

La méthode de segmentation active utilisée requiert nécessairement une synchronisation entre l’application des courants de polarisation et la séquence d’image appliquée. Dans l’implémentation présentée, cette synchronisation est effectuée par un module électronique assurant la communication entre l’appareil d’imagerie par résonance magnétique et l’antenne active. Ce module électronique est représenté de façon schématique à la figure VIII.3, alors que la figure VIII.4 présente l’implémentation réelle de ce circuit. Cette implémentation finale a été conçue et réalisée par Louis Lapierre, dans le cadre d’un stage pour le programme de baccalauréat en génie électrique de l’École de Technologie Supérieure (ETS), sous la supervision de Guillaume Gilbert et de Gilles Beaudoin. Cette implémentation a été réalisée sur un appareil à 1.5 tesla (Magnetom Avanto, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Allemagne) sous l’environnement SYNGO VB11.

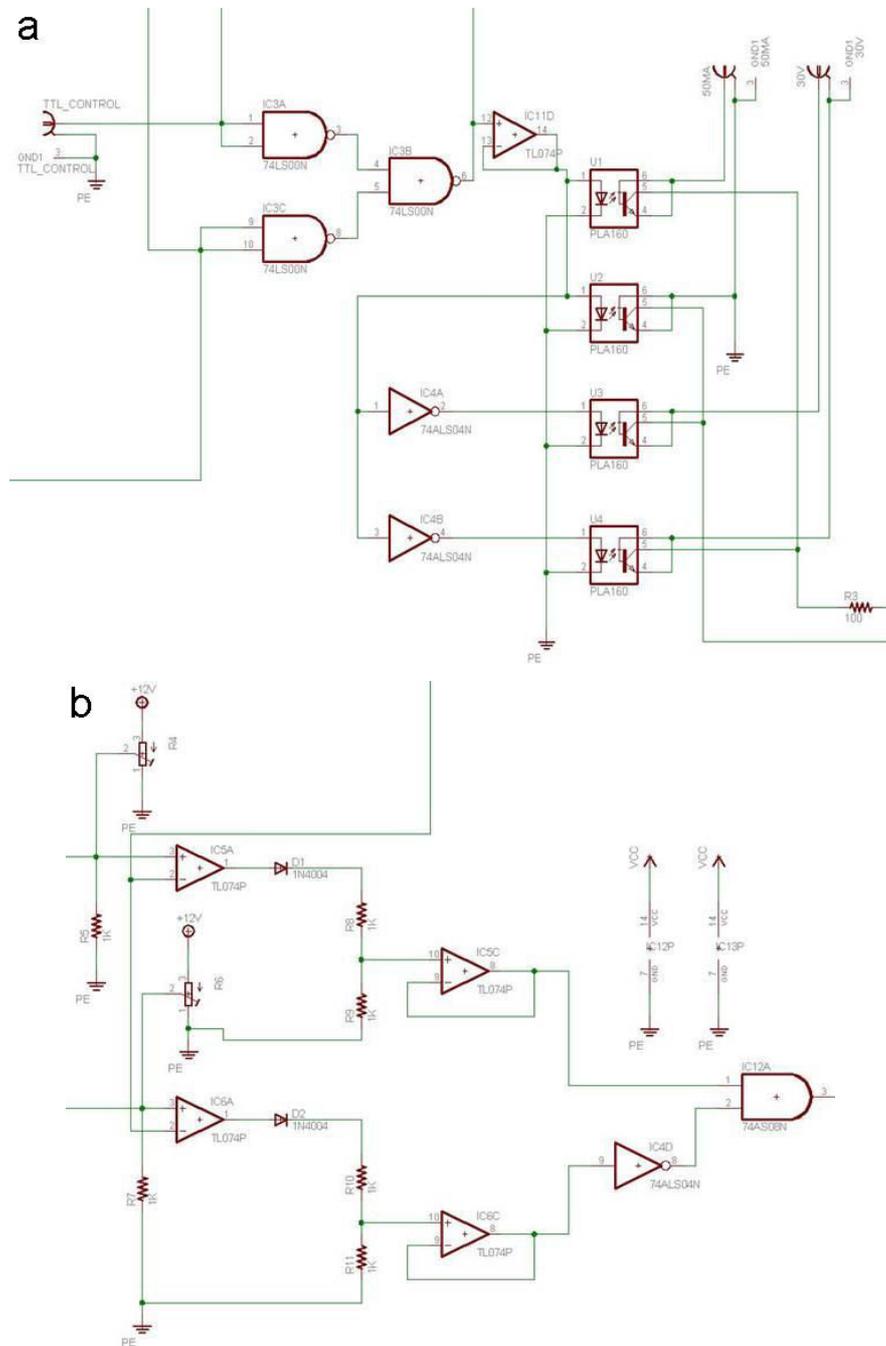


FIG. VIII.3 – Représentation schématique du circuit de contrôle visant à synchroniser la segmentation active de la ligne de transmission à la séquence d'imagerie. a) Circuit de synchronisation. b) Circuit de surveillance de la segmentation. Graphique réalisé par Louis Lapierre.

Dans un premier lieu, la séquence exécutée sur l'appareil de résonance magnétique a été modifiée de façon à envoyer, par un port de sortie, un signal de format TTL synchronisé avec l'application de la séquence. Ainsi, durant la période d'excitation, un voltage nul (0 V) est reçu par le module de synchronisation, alors qu'un voltage positif (+ 5 V) est appliqué durant la période de réception du signal. Ce signal TTL est utilisé afin de contrôler l'alimentation de la ligne de transmission. À l'aide de relais de type SPST (*Single Pole Single Throw*), la ligne de transmission est alternativement alimentée par deux sources électriques. La première de ces sources applique une tension négative (- 30 V) de façon à polariser inversement les diodes PIN durant la période d'excitation, alors que la seconde source applique une tension positive engendrant un courant de + 50 mA visant à rétablir la transmission de la ligne en polarisant positivement les diodes PIN. La période de basculement entre les deux alimentations varie en fonction du temps de répétition (T_R) de la séquence utilisée et est généralement de l'ordre de quelques ms.

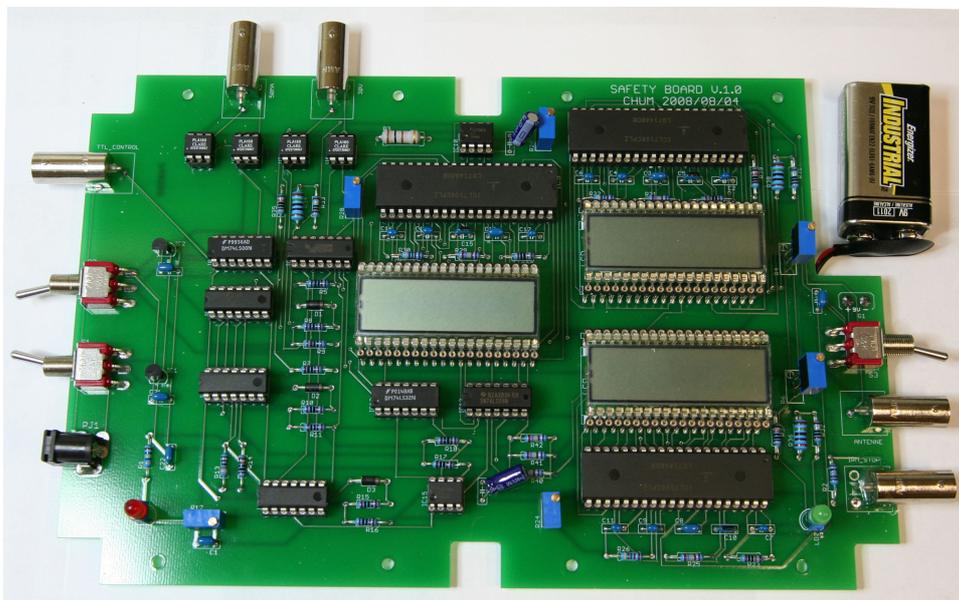


FIG. VIII.4 – Implémentation physique du circuit de contrôle visant à synchroniser la segmentation active de la ligne de transmission à la séquence d'imagerie.

Le module électronique de contrôle de la segmentation active possède également

une seconde portion (illustrée à la figure VIII.3b) visant à s'assurer en temps réel du bon fonctionnement de la segmentation. Effectivement, étant donné qu'une tension négative doit obligatoirement être appliquée aux bornes de la ligne de transmission durant la phase d'excitation afin de segmenter le câble coaxial, le mauvais fonctionnement d'une composante du circuit ou une erreur humaine (par exemple un mauvais branchement) pourrait occasionner une situation dangereuse. Le rôle de ce circuit de surveillance consiste donc à s'assurer que le comportement de la ligne de transmission demeure dans les limites d'une opération normale. À l'aide d'amplificateurs opérationnels en mode comparaison, ce circuit s'assure que la tension appliquée à la ligne de transmission durant la période de réception demeure entre deux seuils préalablement ajustés. Dans le cas d'un mauvais fonctionnement de la ligne de transmission, un signal est envoyé à l'appareil de résonance magnétique par un port de communication afin d'arrêter la séquence.

Suite à l'implémentation de la méthode de segmentation active, certaines mesures ont été effectuées de façon à vérifier l'efficacité de cette approche. Dans cet ordre d'idées, la figure VIII.5 compare l'échauffement observé à la pointe d'une antenne sans boucle avec segmentation active à celui observé pour une antenne identique sans segmentation active. Les mesures de température ont été effectuées à l'aide d'une sonde par fibre optique (Reflex Fiber Optic, Neoptix, Québec, Canada). Il est possible de constater qu'un certain échauffement est toujours observé même lorsque la segmentation active est utilisée, mais qu'il est beaucoup moins important que celui engendré sans ce dispositif. Il est également important de mentionner que cette expérience a été réalisée sous des conditions visant à engendrer un échauffement maximal et que la hausse de température attendue pour une expérience *in vivo* est moindre.

Par ailleurs, les résultats présentés à la figure VIII.5 proviennent d'une antenne dont la ligne de transmission était segmentée à l'aide de diodes PIN (MA/COM MA4P1250-1072T, Cobham plc, Wimborne, Angleterre) de dimensions relative-

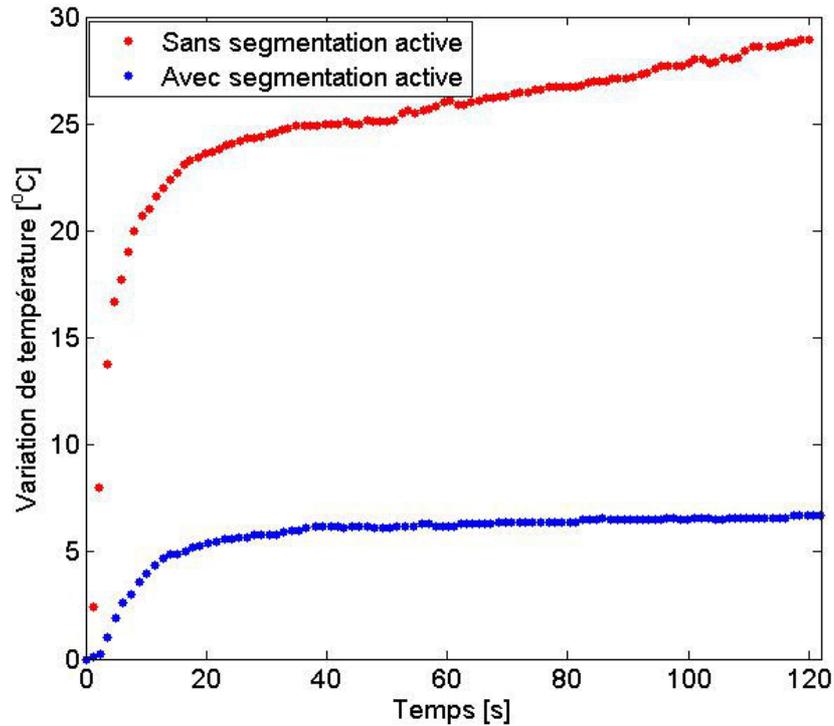


FIG. VIII.5 – Échauffement en fonction du temps pour une antenne de type sans boucle jumelée à une ligne de transmission coaxiale de 1.50 m, avec et sans segmentation active. Position décentrée de 20 cm selon l'axe des x. Diodes PIN non-miniatures (MA/COM MA4P1250-1072T, Cobham plc, Wimborne, Angleterre).

ment grandes (2 mm x 2 mm x 2.9 mm). Certaines difficultés ont initialement été rencontrées lorsque des diodes PIN miniatures étaient utilisées car la plupart de ces diodes ne supportent pas les puissances radio-fréquences très élevées rencontrées dans l'environnement d'un appareil de résonance magnétique. La dernière génération de diodes PIN miniatures utilisée (MA/COM MA4P606-131, 0.8 mm x 0.8 mm x 0.35 mm) possède des propriétés prometteuses, mais la validation de ces composants n'a pas pu être complétée en raison des délais de renouvellement de l'entente de recherche avec la compagnie Siemens. Il s'agit également de la raison pour laquelle les expériences présentées dans les articles [GSB09] et [GSB] ont été réalisées à l'aide d'antennes sans boucle n'utilisant pas de segmentation active.