

Habilitation à Diriger des Recherches

Quelques problèmes inverses en imagerie ultrasonore

Adrian Basarab

Université de Toulouse, IRIT, Université Paul Sabatier Toulouse 3

Toulouse, 25 Novembre 2016



Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

- Curriculum vitæ

- Activités pédagogiques

- Activités de recherche

Travaux de recherche

- Cadre général

- Imagerie ultrasonore

- Estimation du mouvement cardiaque

- Reconstruction d'images

Conclusions et perspectives

- Bilan des activités

- Projets de recherche

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Formation

- ▶ 2008 : Doctorat de l'INSA-Lyon, spécialité "Images et Systèmes"
 - ▶ Titre : *Estimation du mouvement dans des séquences d'images échographiques*
 - ▶ Directeur : P. Delachartre, V. Buzuloiu
 - ▶ Rapporteurs : A. Herment, C. Jutten, C. Vertan
 - ▶ Examineurs : P. Flandrin, C. Grava, D. Vray
- ▶ 2005 : D.E.A. de l'INSA-Lyon, spécialité "Instrumentation, Système, Signal et Image"
- ▶ 2005 : Ingénieur INSA-Lyon, Génie Electrique

Postes occupés

- ▶ 2009-... : Maître de conférence à l'Université Paul Sabatier (IRIT)
- ▶ 2009 : Post-doctorat, Université Catholique de Leuven, Belgique
- ▶ 2005-2008 : Allocataire-moniteur à l'INSA-Lyon, Creatis
- ▶ 2004 : Stagiaire à Philips Research, Eindhoven, Pays-Bas

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Enseignements

Volume horaire depuis 2009/2010 : environ 240 heures (ETD) par an

Traitement d'images

- ▶ Restauration d'image
- ▶ Segmentation

Traitement du signal

- ▶ Signaux déterministes et aléatoires
- ▶ Filtrage numérique

Imagerie médicale

- ▶ Imagerie ultrasonore
- ▶ Imagerie par résonance magnétique
- ▶ Reconstruction tomographique

Co-responsable (avec David Vanderhaeghe) du parcours "Informatique graphique et analyse d'images", Master "Informatique"

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

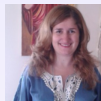
Bilan des activités

Projets de recherche

Encadrements

Co-encadrements de thèses

- ▶ **Jong Hoon Kim**, depuis 06/2016
Supér-résolution en microscopie acoustique
 - ▶ **Nora Ouzir**, depuis 10/2015, MESR
Estimation du mouvement cardiaque
 - ▶ **Rose Sfeir**, depuis 10/2015, Bourse Liban
Reconstruction tomographique en CBCT
 - ▶ **Jérôme Michetti**, depuis 10/2013
Segmentation du canal dentaire en CBCT
-
- ▶ **Ningning Zhao**, soutenue le 20/10/2016, CSC
Déconvolution et segmentation ultrasonores
 - ▶ **Zhouye Chen**, soutenue le 21/10/2016, CSC
Déconvolution comprimée en échographie
 - ▶ **Teodora Szasz**, soutenue le 14/10/2016, MESR
Formation de voies en imagerie ultrasonore



Encadrements

Co-encadrements de thèses

- ▶ **Renaud Morin**, soutenue le 29/11/2013, Région
Amélioration de la résolution en imagerie ultrasonore
- ▶ **Rémi Abbal**, soutenue le 30/06/2014, MESR
Signaux hypercomplexes en estimation du mouvement
- ▶ **Ane Alberdi Aramendi**, depuis 10/2014, Mondragon
Détection précoce de maladies dégénératives



Post-doctorants

- ▶ **Céline Quinsac**, Oct. 2010 - Oct. 2012
Échantillonnage comprimé en imagerie ultrasonore
- ▶ **François de Vieilleville**, Oct. 2010 - Oct. 2012
Reconstruction d'images en microscopie 3D



Financements

Projets de recherche

- ▶ **ANR MRSEI** (participant), 2016-2017
 - ▶ *Ultrasound Medical Imaging : from Theory to Applications*
- ▶ **Labex CIMI** (*porteur*), 2015-2018
 - ▶ *Estimation du mouvement cardiaque en échocardiographie*
 - ▶ Partenaires : Jean-Yves Tourneret (IRIT), Jérôme Fehrenbach (IMT)
- ▶ **Labex CIMI** (participant), 2015-2018
 - ▶ *Méthodes de traitement du signal inspirées de la physique quantique*
 - ▶ Partenaires : Denis Kouamé (IRIT), Bertrand Georgeot (IMT)
- ▶ **ANR JCJC** (participant), 2011-2014
 - ▶ *Estimation et suivi de structures en échocardiographie*
 - ▶ Partenaires : Creatis (Hervé Liebgott), CHU de Lyon
- ▶ **Région** (participant), 2011-2014
 - ▶ *Augmentation de la résolution des échographies*
 - ▶ Partenaires : Denis Kouamé (IRIT), Stéphanie Bidon (ISAE)
- ▶ **UPS** (*porteur*), 2012-2013
- ▶ **PhysiCancer** (participant), 2011-2014
 - ▶ *Dosimetry approaches in molecular radiotherapy*
 - ▶ Partenaires : INSERM UMR 1037, Institut de Cancérologie de l'Ouest, ICR, CHU de Toulouse, Instituto Europeo di Oncologia (Milan)

Implication dans la communauté scientifique

Activités d'animation

- ▶ Depuis 2009 : **Responsable du thème Imagerie Médicale** de l'axe stratégique Systèmes Informatiques pour la Santé et l'Autonomie de l'IRIT
- ▶ **Co-organisateur et co-chairman**, sessions spéciales ICASSP 2017, EUSIPCO 2015 et 2016, CFA 2014, ISBI 2013
- ▶ 2013 : **Membre du comité local d'organisation** (avec Nicolas Dobigeon) du workshop "Optimization and Statistics in Image Processing"
- ▶ 2012-2014 : **Co-organisateur et co-chairman**, trois réunions GDR ISIS et Stic Santé

Implication dans la communauté scientifique

Évaluations et expertises

- ▶ Depuis 2015 : **Editeur associé** du journal Digital Signal Processing (Elsevier)
- ▶ Depuis 2015 : **Membre élu du comité d'audition** de l'Ecole Doctorale Mathématiques, Informatique et Télécommunications de Toulouse
- ▶ 2012-2015 : **Membre nommé du CNU 61**
- ▶ **Comités de sélection** : UCBL (2013), INPT (2013)

Collaborations

Collaborations internationales

- ▶ **University of Bristol** : Alin Achim
- ▶ **University of Bologna** :
Martino Alessandrini
- ▶ **Riverside Research Institut** :
Jonathan Mamou
- ▶ **University of Crete** :
Panagiotis Tsakalides



Collaborations nationales

- ▶ **Université de Lyon** : Olivier Bernard,
Philippe Delachartre, Denis Friboulet,
Hervé Liebgott
- ▶ **Université de Toulouse** :
Nicolas Dobigeon, Denis Kouamé,
Jean-Yves Tourneret

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Thématique de recherche

Traitement du signal et de l'image appliqué à l'imagerie médicale

- ▶ Problèmes inverses

Modalités d'imagerie

- ▶ **Imagerie ultrasonore (échographie)**
- ▶ Microscopie acoustique
- ▶ Tomographie par rayons X (endodontie)
- ▶ Imagerie par résonance magnétique (cardiaque)

Axes de recherche

- ▶ **Estimation du mouvement** tissulaire (cardiaque)
- ▶ **Reconstruction d'image**
 - ▶ Acquisition comprimée
 - ▶ Amélioration de la résolution et du contrast
 - ▶ *Formation de voies*
 - ▶ *Déconvolution*
 - ▶ *Super-résolution*

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

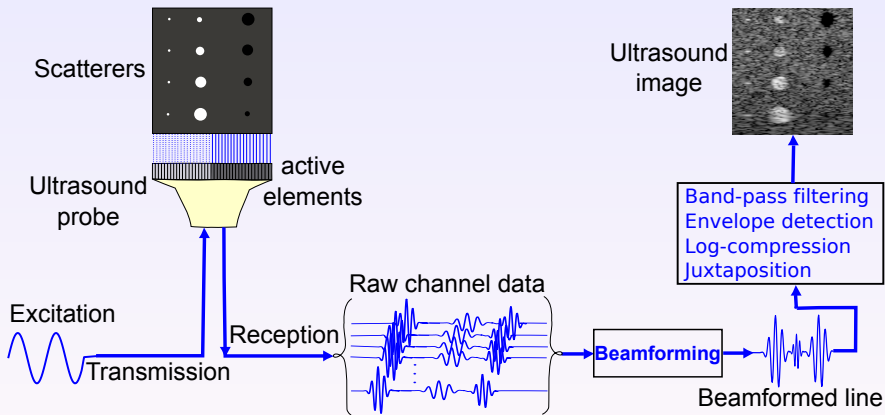
Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

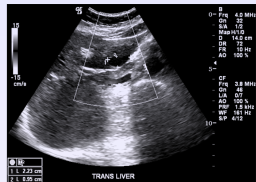
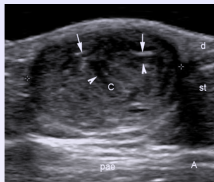
Bilan des activités

Projets de recherche

Formation des images ultrasonores



Caractéristiques des images ultrasonores



Avantages

- ▶ non invasive, non ionisante
- ▶ à bas coût
- ▶ *temps réel*
- ▶ imagerie 3D



Inconvénients

- ▶ *résolution spatiale relativement faible*
- ▶ contraste relativement faible
- ▶ rapport signal sur bruit très faible (**speckle**)
- ▶ imagerie 3D

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Introduction

Motivation clinique

- ▶ Maladies cardiovasculaires, principale cause de décès
- ▶ Contraction du myocarde par le biais d'une analyse automatique du mouvement cardiaque
- ▶ **Estimation automatique du mouvement**

Approches existantes

- ▶ **Flux optique**
- ▶ Mise en correspondance de blocs
- ▶ Recalage élastique

Flux optique

Soit $i(x, y, t)$ une série d'images temporelles

- Conservation du niveau de gris des pixels au cours du temps



- Faibles déplacements
- **Équation du flux optique**

$$\begin{aligned}
 i(x, y, t) &= i(x + d_1(x, y), y + d_2(x, y), t + d_t) \\
 &\approx i(x, y, t) + d_1(x, y) \frac{\partial i}{\partial x} + d_2(x, y) \frac{\partial i}{\partial y} + d_t \frac{\partial i}{\partial t} \\
 \Leftrightarrow d_1(x, y) \frac{\partial i}{\partial x} + d_2(x, y) \frac{\partial i}{\partial y} + d_t \frac{\partial i}{\partial t} &\approx 0
 \end{aligned}$$

Verrous et approches proposées

Verrous

- ▶ Précision moins bonne pour la **composante latérale** du mouvement
- ▶ Intensité des pixels **variable temporellement**
 - ▶ Déplacements hors plans d'imagerie (2D)
 - ▶ Changement d'angle entre le faisceau US et les fibres du myocarde
- ▶ Choix du **terme de régularisation**

Approches proposées

- ▶ Modifier le formateur des voies (Creatis, ANR US-tagging)
- ▶ Utiliser la phase spatiale des images
- ▶ Apprentissage de dictionnaires parcimonieux

M. Alessandrini, A. Basarab, H. Liebgott, O. Bernard, *IEEE TIP*, 2013

M. Alessandrini, A. Basarab, L. Bousset, X. Guo, A. Serusclat, D. Friboulet, D. Kouamé, O. Bernard, H. Liebgott, *IEEE TMI*, 2014

Phase spatiale des images

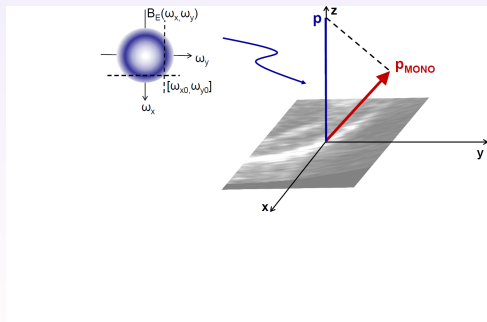
Objectif

- ▶ Information structurelle insensible aux variations d'intensité des pixels

Comment ?

- ▶ En utilisant des représentations hypercomplexes des images
- ▶ En généralisant le signal analytique 1D

Signal monogène



Phase spatiale des images

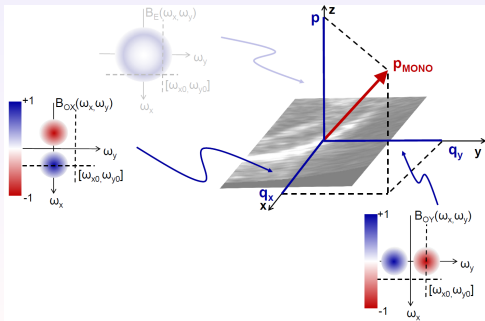
Objectif

- ▶ Information structurelle insensible aux variations d'intensité des pixels

Comment ?

- ▶ En utilisant des représentations hypercomplexes des images
- ▶ En généralisant le signal analytique 1D

Signal monogène



Phase spatiale des images

Objectif

- ▶ Information structurelle insensible aux variations d'intensité des pixels

Comment ?

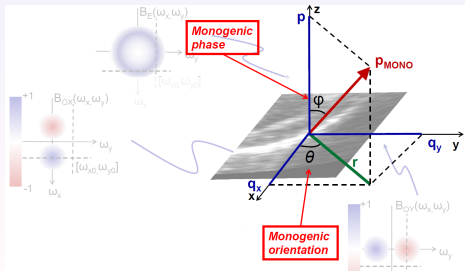
- ▶ En utilisant des représentations hypercomplexes des images
- ▶ En généralisant le signal analytique 1D

Signal monogène

- ▶ Transformée de Riesz

$$B_{OX}(\omega) = -\frac{j\omega_x}{|\omega|} \cdot B_E(\omega)$$

$$B_{OY}(\omega) = -\frac{j\omega_y}{|\omega|} \cdot B_E(\omega)$$



Résultats

Simulations ultra réalistes

Séquence *in vivo*

Séquence simulée

Résultats d'estimation

Vérité terrain

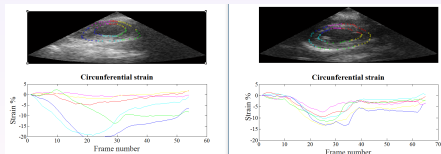
Déplacement estimé

Représentation parcimonieuse et apprentissage de dictionnaire

- ▶ Estimer le mouvement en minimisant une somme de trois énergies

$$\min_{\mathbf{d}} [E_{\text{data}}(\mathbf{d}) + \lambda_d E_{\text{sparse}}(\mathbf{d}) + \lambda_s E_{\text{spatial}}(\mathbf{d})]$$

- ▶ E_{data} : bruit multiplicatif Rayleigh
- ▶ E_{sparse} : dictionnaire appris offline ou adaptatif
- ▶ E_{spatial} : variation totale



Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Formulation générale

$$\mathbf{y} = T(\mathbf{x}) + \mathbf{n}$$

- ▶ $\mathbf{y} \in \mathbb{C}^M$ les mesures
- ▶ $\mathbf{x} \in \mathbb{C}^N$ l'image d'intérêt (non observable)
- ▶ $\mathbf{n} \in \mathbb{C}^M$ le bruit de mesure

La transformée T est un modèle

- ▶ parfaitement connu : estimer \mathbf{x} à partir de \mathbf{y}
- ▶ inconnu : estimer \mathbf{x} et T à partir de \mathbf{y}
 - ▶ hypothèses supplémentaires sur T (linéaire, paramétrique,...)
- ▶ T non-inversible : besoin de régularisation

Reconstruction d'images ultrasonores

$$\mathbf{y} = T(\mathbf{x}) + \mathbf{n}$$

- ▶ $\mathbf{y} \in \mathbb{C}^M$ les mesures
- ▶ $\mathbf{x} \in \mathbb{C}^N$ l'image d'intérêt (non observable)
- ▶ $\mathbf{n} \in \mathbb{C}^M$ le bruit de mesure

Plusieurs modèles, en fonction de l'objectif recherché

- ▶ **réduire la quantité de données** acquises : échantillonnage comprimé ($M \ll N$)
- ▶ **améliorer la qualité** des images :
 - ▶ au niveau du formateur de voies : matrice de pointage
 - ▶ après le formateur de voies : convolution 2D, décimation uniforme (super-résolution)
- ▶ **les deux objectifs** conjointement : déconvolution comprimée

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

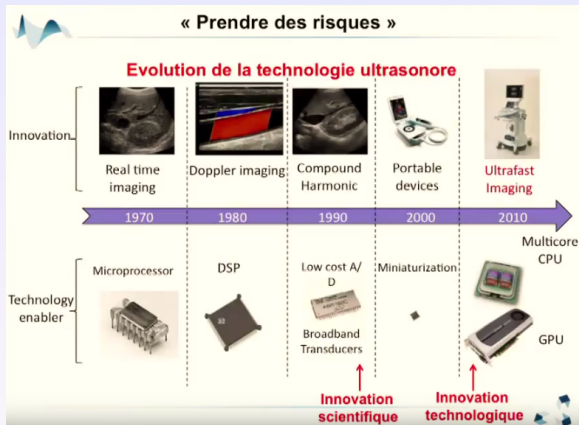
Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Motivation



- ▶ Mieux exploiter la richesse des données
 - ▶ Au niveau du formateur des voies
 - ▶ Après le formateur des voies

Source Youtube, présentation de Mickael Tanter, Institut Langevin

Formateurs de voies classiques

Delay and sum (DAS)

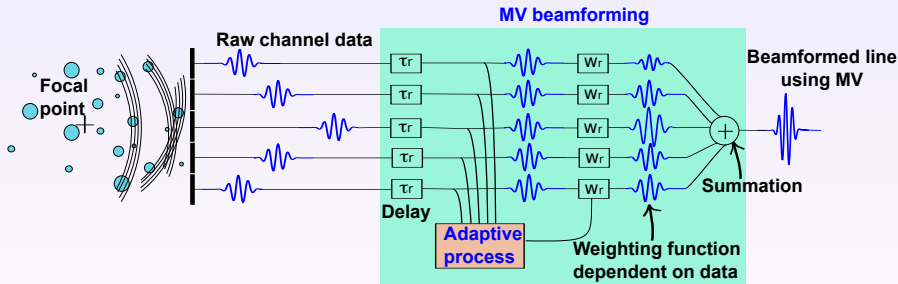
$$\min_w \mathbf{w}^H \mathbf{w}, \quad \text{such that} \quad \mathbf{w}^H \mathbf{1} = 1$$

$$\hat{\mathbf{w}} = \frac{\mathbf{1}}{M}$$

Variance minimum (MV)

$$\min_w \mathbf{w}^H \mathbf{R} \mathbf{w}, \quad \text{such that} \quad \mathbf{w}^H \mathbf{1} = 1$$

$$\hat{\mathbf{w}} = \frac{\mathbf{R}^{-1} \mathbf{1}}{\mathbf{1}^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{1}}$$



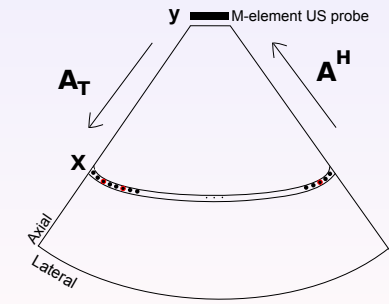
Contribution

- ▶ Estimer directement le signal d'intérêt, au lieu d'une fenêtre d'apodisation

Modèle direct

- ▶ Pour une profondeur donnée

$$\mathbf{y} = (\mathbf{A}^H \mathbf{A}_T) \mathbf{x} + \mathbf{n}$$



- ▶ $\mathbf{A} \in \mathbb{C}^{M \times P}$ and $\mathbf{A}_T \in \mathbb{C}^{M \times K}$ → matrices de pointage formées par des vecteurs de pointage entre les capteurs la grille de l'image
 - ▶ les éléments émettent en direction des réflecteurs ($\times \mathbf{A}_T$)
 - ▶ les échos sont réfléchis en direction des éléments ($\times \mathbf{A}^H$)
- ▶ \mathbf{n} → bruit Gaussien

T. Szasz, A. Basarab, D. Kouamé, *IEEE TUFFC*, 2016

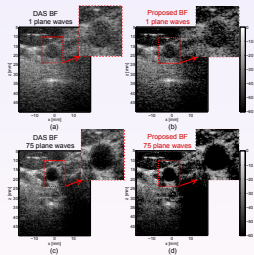
Contribution

Estimation du signal d'intérêt

- ▶ p relié aux statistiques α -stable

$$\hat{\mathbf{x}} = \underset{\mathbf{x}}{\operatorname{argmin}} (\|\mathbf{y} - (\mathbf{A}^H \mathbf{A}_T) \mathbf{x}\|_2^2 + \lambda \|\mathbf{x}\|_p^p)$$

Comparaison avec DAS



DAS

Méthode proposée

A. Achim, A. Basarab, G. Tzagkarakis, P. Tsakalides, D. Kouamé, *IEEE TCI*, 2015
Challenge en imagerie par ondes planes, IEEE IUS 2016

Méthodes post-formateur de voies

$$\mathbf{y} = \mathbf{S}\mathbf{H}\mathbf{x} + \mathbf{n}$$

- ▶ $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^N$: image à reconstruire
- ▶ $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^M$: données post-formateur de voies
- ▶ $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{N \times N}$: matrice associée à une convolution 2D cyclique

Déconvolution

- ▶ \mathbf{x} : carte de réflectivité tissulaire
- ▶ \mathbf{S} : matrice identité ($M = N$)

Super-résolution

- ▶ \mathbf{S} : matrice de sous-échantillonnage régulier ($M = d^2 N$)
- ▶ Série multi-temporelle d'images ou observation unique

Déconvolution comprimée

- ▶ \mathbf{S} : matrice de sous-échantillonnage aléatoire ($M \ll N$)

Méthodes post-formateur de voies

$$\mathbf{y} = \mathbf{S}\mathbf{H}\mathbf{x} + \mathbf{n}$$

- ▶ $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^N$: image à reconstruire
- ▶ $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^M$: données post-formateur de voies
- ▶ $\mathbf{H} \in \mathbb{R}^{N \times N}$: matrice associée à une convolution 2D (PSF)

Hypothèse commune

- ▶ \mathbf{x} suit une loi Gaussienne généralisée

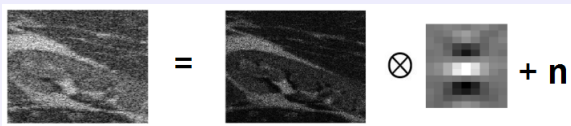
Inversion du modèle

- ▶ Méthodes de simulation (MCMC)
- ▶ Méthodes d'optimisation

Méthode de déconvolution

Modèle de formation d'image linéaire

$$y = h \otimes x + n \Leftrightarrow \mathbf{y} = \mathbf{H}\mathbf{x} + \mathbf{n}$$



Modèle bayésien hiérarchique

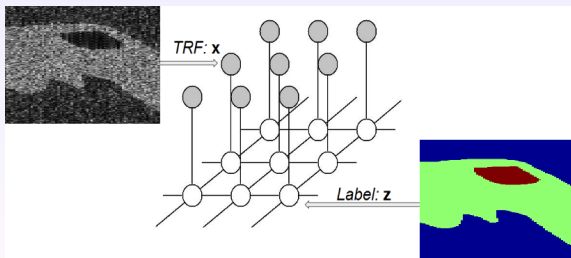
- ▶ posterior \propto vraisemblance \times prior
- ▶ **Vraisemblance**

$$p(\mathbf{y}|\mathbf{x}, \sigma_n^2) = \frac{1}{(2\pi\sigma_n^2)^{N/2}} \exp\left(-\frac{1}{2\sigma_n^2} \|\mathbf{y} - \mathbf{H}\mathbf{x}\|_2^2\right)$$

Méthode de déconvolution

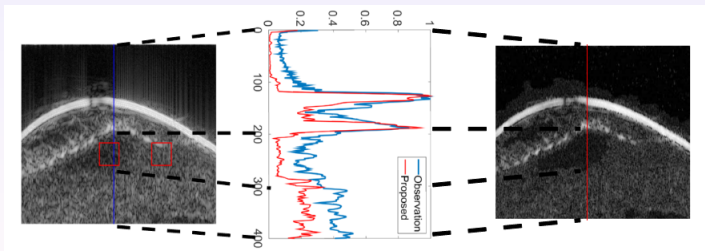
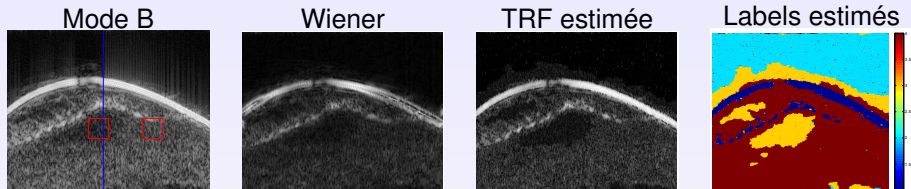
- Distribution *a priori* de \mathbf{x} : Gaussienne généralisée (*GGDs*)

$$p(x_i) = \sum_{k=1}^K w_k \mathcal{GGD}(\xi_k, \gamma_k) \text{ avec } w_k = P(z_i = k)$$
$$\Leftrightarrow x_i | z_i = k \sim \mathcal{GGD}(\xi_k, \gamma_k)$$



- Méthode MCMC pour estimer \mathbf{x} , les labels, ...

Résultat de déconvolution

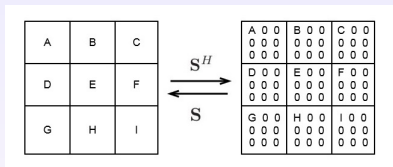


N. Zhao, A. Basarab, D. Kouamé, J.-Y. Tournet, *IEEE TIP*, 2016

Méthode de super-résolution

Modèle de formation d'image

$$y = (h \otimes x) \downarrow + n \Leftrightarrow \mathbf{y} = \mathbf{S}\mathbf{H}\mathbf{x} + \mathbf{n}$$



Contribution

- Solution analytique du problème $\ell_2 - \ell_2$

$$\min_{\mathbf{x}} \frac{1}{2} \|\mathbf{y} - \mathbf{S}\mathbf{H}\mathbf{x}\|_2^2 + \tau \|\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{v}\|_2^2$$

Méthode de super-résolution

Contribution

- ▶ Solution analytique du problème $\ell_2 - \ell_2$

$$\min_{\mathbf{x}} \frac{1}{2} \|\mathbf{y} - \mathbf{S}\mathbf{H}\mathbf{x}\|_2^2 + \tau \|\mathbf{A}\mathbf{x} - \mathbf{v}\|_2^2$$

- ▶ Solution classique $\mathcal{O}(N_h^3)$

$$\hat{\mathbf{x}} = (\mathbf{H}^H \mathbf{S}^H \mathbf{S} \mathbf{H} + 2\tau \mathbf{A}^H \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{H}^H \mathbf{S}^H \mathbf{y} + 2\tau \mathbf{A}^H \mathbf{v})$$

- ▶ Solution proposée $\mathcal{O}(N_h \log N_h)$
 - ▶ Lemme

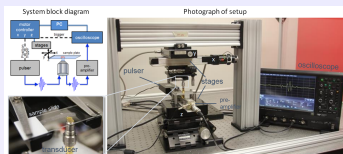
$$\mathbf{F} \mathbf{S}^H \mathbf{S} \mathbf{F}^H = \frac{1}{d} \mathbf{J}_d \cdot \mathbf{I}_{N_l}$$

avec $\mathbf{J}_d \in \mathbb{R}^{d \times d}$ une matrice de 1, d le facteur de SR, $\mathbf{I}_{N_l} \in \mathbb{R}^{N_l \times N_l}$ la matrice identité et \cdot le produit de Kronecker.

$$\hat{\mathbf{x}} = \frac{1}{2\tau} \mathbf{F}^H \Psi \mathbf{F} \mathbf{r} - \frac{1}{2\tau} \mathbf{F}^H \Psi \underline{\Lambda}^H \left(2\tau d \mathbf{I}_{N_l} + \underline{\Lambda} \Psi \underline{\Lambda}^H \right)^{-1} \underline{\Lambda} \Psi \mathbf{F} \mathbf{r}$$

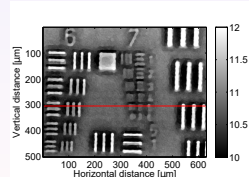
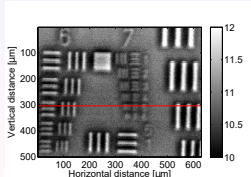
Microscopie acoustique super-résolue

Imageur à 250 MHz



Résultat

- ▶ Régularisation : variation totale
- ▶ Algorithme d'optimisation de type ADMM



Jonathan Mamou, Lizzi Center for Biomedical Engineering, Riverside Research, New York, NY, USA

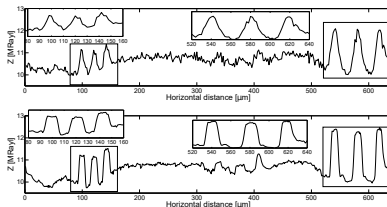
Microscopie acoustique super-résolue

Résultat

- ▶ Régularisation : variation totale
- ▶ Algorithme d'optimisation de type ADMM



Profil horizontal



A. Basarab, D. Rohrbach, N. Zhao, J.-Y. Tourneret, D. Kouamé, J. Mamou, *IEEE ISBI*, submitted

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Echantillonnage comprimé

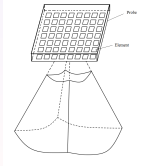
$$\mathbf{y} = \Phi \mathbf{x} + \mathbf{n}$$

- ▶ $\Phi \in \mathbb{C}^{M \times N}$ matrice de mesure ($M \ll N$)
- ▶ Deux hypothèses qui permettent de retrouver \mathbf{x} à partir de \mathbf{y}
 - ▶ **parcimonie** : $\mathbf{a} = \Psi^{-1} \mathbf{x}$ est S -parcimonieux
 - ▶ **incohérence** entre les bases de mesures et de parcimonie

Motivation

- ▶ Accélérer la cadence des images / réduire la quantité de données acquises

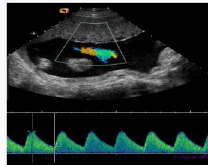
Sondes matricielles



Transfert des données



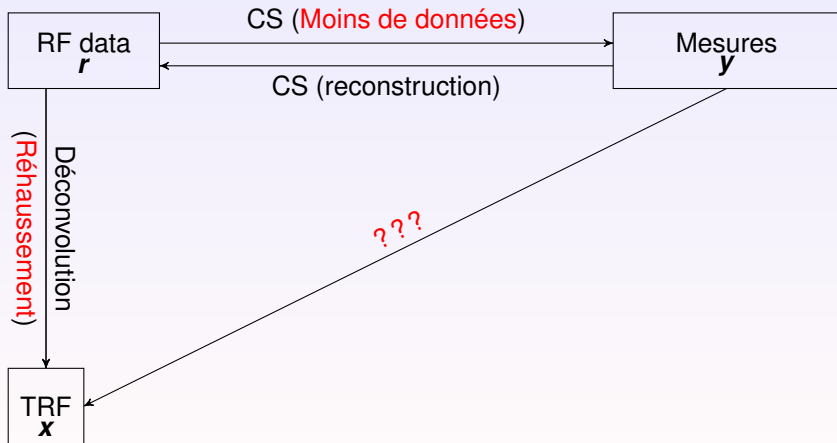
Duplex Doppler



Déconvolution comprimée

Modèle de formation d'image

$$\mathbf{y} = \Phi \mathbf{H} \mathbf{x} + \mathbf{n}$$



Déconvolution comprimée

Reconstruction d'images (TRF et RF)

$$\mathbf{y} = \Phi \mathbf{H} \mathbf{x} + \mathbf{n}$$

$$\langle \hat{\mathbf{x}}, \hat{\mathbf{a}} \rangle = \underset{\mathbf{x}}{\operatorname{argmin}} \underbrace{\alpha \|\mathbf{a}\|_1}_{(1)} + \underbrace{\beta \|\mathbf{x}\|_p^p}_{(2)} + \underbrace{\|\mathbf{y} - \Phi \Psi \mathbf{a}\|_2^2}_{(3)}$$

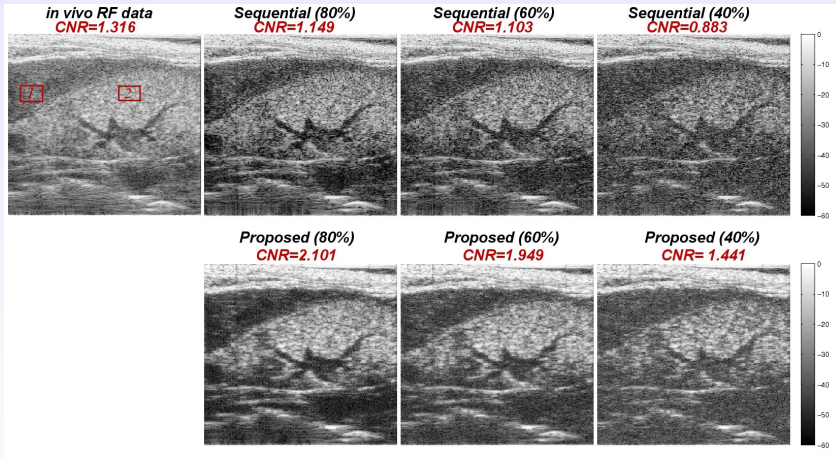
$$t.q. \quad \mathbf{H} \mathbf{x} = \Psi \mathbf{a}$$

- ▶ (1) : Image RF parcimonieuse via Ψ^{-1}
- ▶ (2) : TRF distribuée GGD, avec un paramètre de forme $1 \leq p \leq 2$
- ▶ (3) : Fidélité aux données

Schémas d'optimisation ADMM et SDMM

Résultats

- Rein de souris acquis avec une sonde à 20 MHz



Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Imagerie médicale

Modalités d'imagerie

- ▶ Ultrasons, Microscopie acoustique, IRM, CT

Applications

- ▶ Estimation du mouvement tissulaire
- ▶ Imagerie rapide et acquisition comprimée
- ▶ Reconstruction d'images

Outils méthodologiques

- ▶ Signaux hypercomplexes
- ▶ Problèmes inverses : approches par simulation et par optimisation

Création d'un réseau de collaborations

- ▶ Internationales : University of Bristol, Riverside Research Institut
- ▶ Nationales : Creatis, Université de Tours
- ▶ Locales : IRIT, CHU de Toulouse

Sommaire de la présentation

Synthèse des activités

Curriculum vitæ

Activités pédagogiques

Activités de recherche

Travaux de recherche

Cadre général

Imagerie ultrasonore

Estimation du mouvement cardiaque

Reconstruction d'images

Problèmes inverses

Rehaussement d'image

Déconvolution comprimée

Conclusions et perspectives

Bilan des activités

Projets de recherche

Dans la continuité...

Problèmes inverses myopes et aveugles

- ▶ Estimation de la PSF
 - ▶ Variation spatiale
 - ▶ Informations issues de la physique de propagation et de la formation du faisceau
- ▶ Apprentissage
- ▶ Prise en compte de séries temporelles d'images

Méthodes robustes aux aberrations

- ▶ Mouvement tissulaire : discontinuités de mouvement
- ▶ Reconstruction d'images : incertitude sur le modèle

Plus proche des applications

Imagerie ultrasonore 3D (collaboration avec Creatis)

- ▶ Sondes matricielles parcimonieuses
 - ▶ Échantillonnage comprimé
 - ▶ Formation de voies
 - ▶ Reconstruction de volumes US

Applications cliniques

- ▶ Maladies cardiaques (O. Lairez, CHU Ranguueil)
- ▶ Endodontie (F. Diemer, CHU Ranguueil)
- ▶ Imagerie quantitative (J. Mamou, Riverside Research)
- ▶ Petit animal (plateforme Anexplo, GenoToul)

Nouveaux projets

Imagerie multimodale

- ▶ Recalage multimodal
- ▶ Fusion de données multi-capteurs

Traitement du signal quantique

- ▶ S'inspirer de la physique quantique
- ▶ Ordinateurs quantiques
- ▶ Collaborations locales (B. Georgeot - LPT, Y. Deville - OMP)

Habilitation à Diriger des Recherches

Quelques problèmes inverses en imagerie ultrasonore

Adrian Basarab

Université de Toulouse, IRIT, Université Paul Sabatier Toulouse 3

Toulouse, 25 Novembre 2016

