

Estimation du mouvement dans des séquences d'images échographiques : application à l'élastographie de la thyroïde

Thèse de doctorat

Adrian Basarab

Directeurs de thèse : Philippe Delachartre et Vasile Buzuloiu

Co-tutelle de thèse avec l'UPB

10 septembre 2008

1 - Introduction

2 - Etat de l'art

3 - Contributions scientifiques

4 - Conclusions et perspectives

1 - Introduction

2 - Etat de l'art

3 - Contributions scientifiques

4 - Conclusions et perspectives

Contexte médical

- **Enjeu médical**
 - Discriminer les tissus pathologiques (tumeurs) des tissus sains
- **Hypothèse biologique**
 - Développement d'une pathologie accompagné par un changement d'élasticité des tissus
- **Exemples**

Thyroïde

Module de Young (kPa)	
Thyroïde saine :	9 ± 3
Tumeur bénigne :	16 ± 5
Adénome carcinome papillaire :	50 ± 30

[Lyshchik, Ultrasonic imaging, 2005]

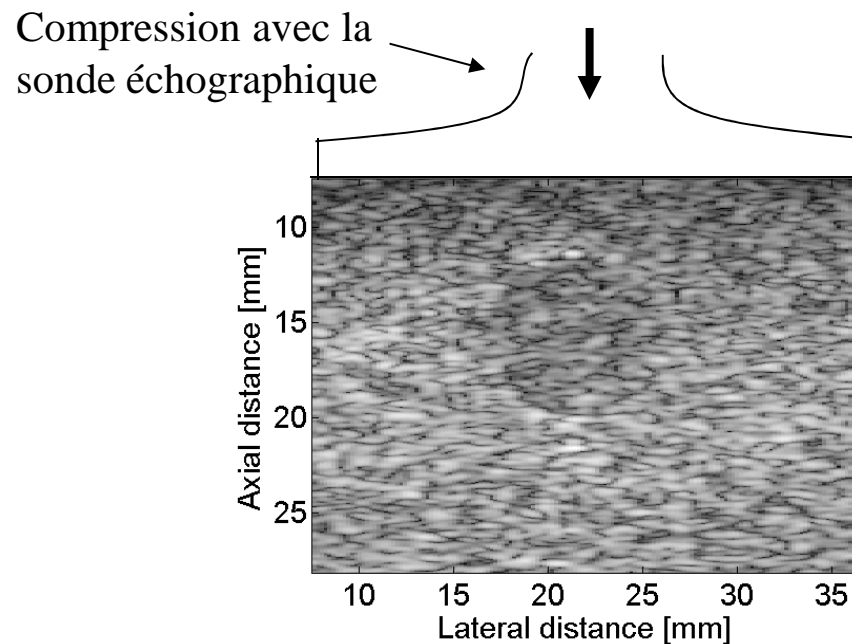
Sein

Module de Young (kPa)	
Tissu sain :	3 ± 1
Carcinome infiltrant	
1 ^{er} degré :	10 ± 2
3 ^{ème} degré :	42 ± 12

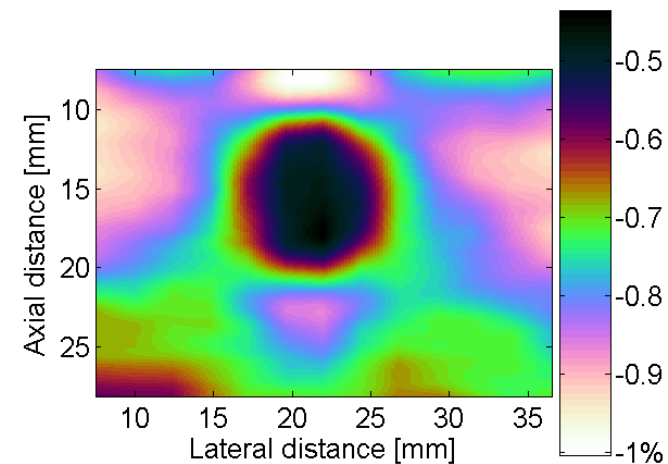
[Samani, Physics in medicine and biology , 2007]

Contexte scientifique

- **Mesurer localement l'élasticité des tissus mous par échographie**
 - **Elastographie ultrasonore statique** [Ophir, Ultrasonic Imaging, 1991]
 - Compression des tissus avec la sonde échographique (palpation à distance)
 - Estimation du mouvement → images des déformations du milieu



Carte des déformations axiales (%)

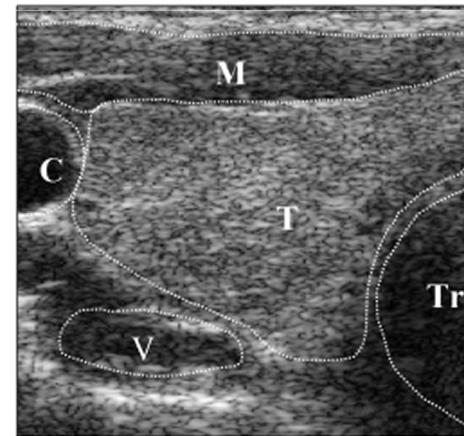
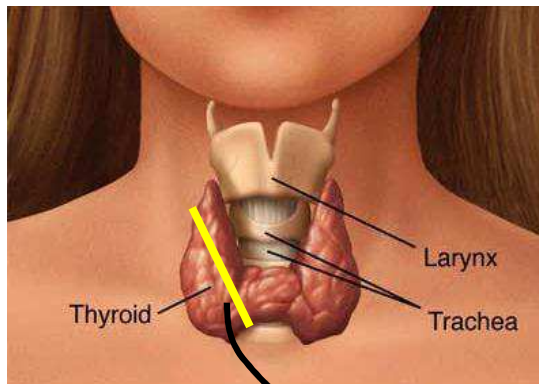


- **Elastographie ultrasonore dynamique, impulsionnelle, ARFI**

[Krouskop, J. Rehabil. Res. Dev, 1997] [Sandrin, Ultrasonic Imaging, 1999][Nightingale, UMB, 2002]

Verrous

- **Estimer localement de très petits déplacements**
 - Inférieurs aux pixels de l'image
 - 1 pixel : 20 μm x 120 μm (axial x latéral)
 - Déplacements : 5 à 50 μm
- **Estimer des mouvements complexes**
 - Complexité des tissus



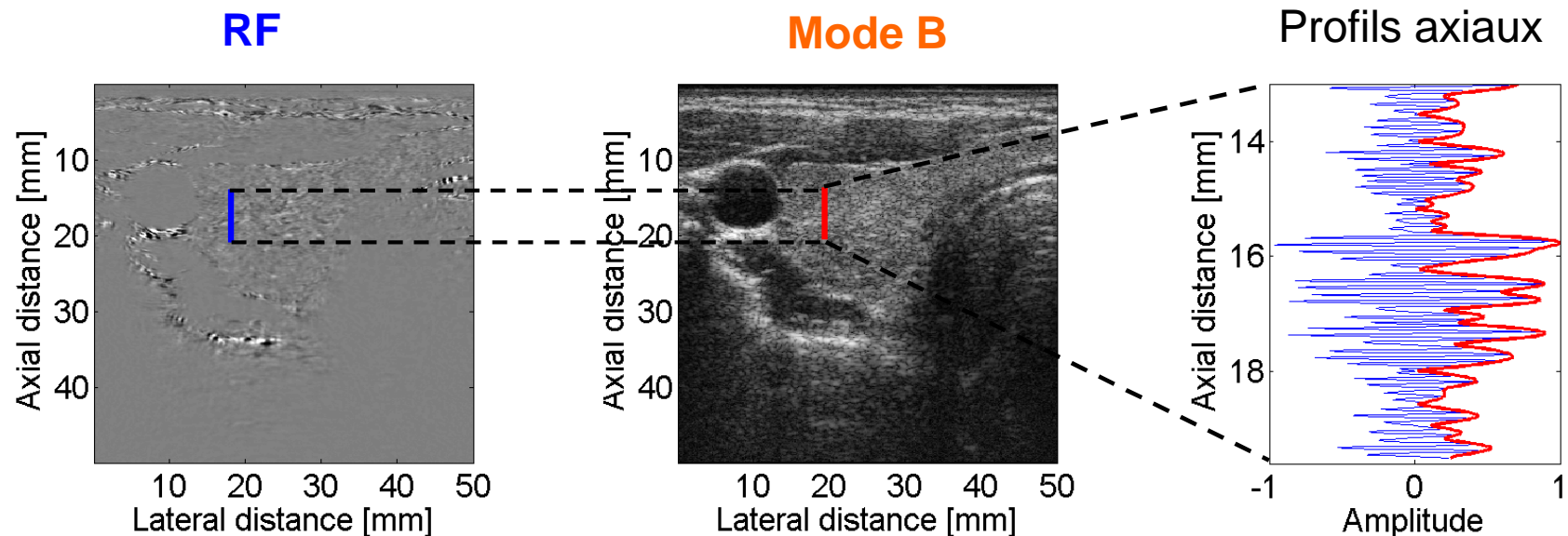
M – muscle
C – artère carotide
T – thyroïde
V – veine jugulaire
Tr – trachée

→ Image échographique de la thyroïde

- Compression *main libre* appliquée avec la sonde échographique

Images ultrasonores

- **Radio-fréquences (RF)**
 - Rarement disponible en clinique
 - Convient aux mouvements de petite amplitude (élastographie)
- **Mode B**
 - Perte d'information par la démodulation
 - Convient aux mouvements de grande amplitude (imagerie cardiaque)



1 - Introduction

2 - Etat de l'art

3 - Contributions scientifiques

4 - Conclusions et perspectives

Etat de l'art

- **Estimation du mouvement**
 - **Principaux domaines d'application** : compression d'images (vidéo), robotique, météorologie, médecine.
- **Elastographie ultrasonore statique**
 - Méthodes 1-D, 2-D
- **Critères d'évaluation du champ de mouvement estimé**
- **Orientations choisies**

Estimation du mouvement

- **Méthodes différentielles (flux optique)**

[Horn&Shunck, 1981] [Nagel, IEEE PAMI, 1986] [Barron, J. Comp. Vision, 1992]

- Hypothèse de la conservation de l'intensité lumineuse des pixels
- Problème mal posé → besoin de régularisation

- **Mise en correspondance de blocs (BM)**

[Noguchi, IEEE IP, 1999]

- Permet l'estimation de mouvements de petite et grande amplitude

- **Approches spatio-temporelles**

[Suhling, IEEE IP, 2005] [Alexiadis, IEEE IP, 2007]

- Prise en compte de plusieurs images

- **Modélisations paramétriques du mouvement**

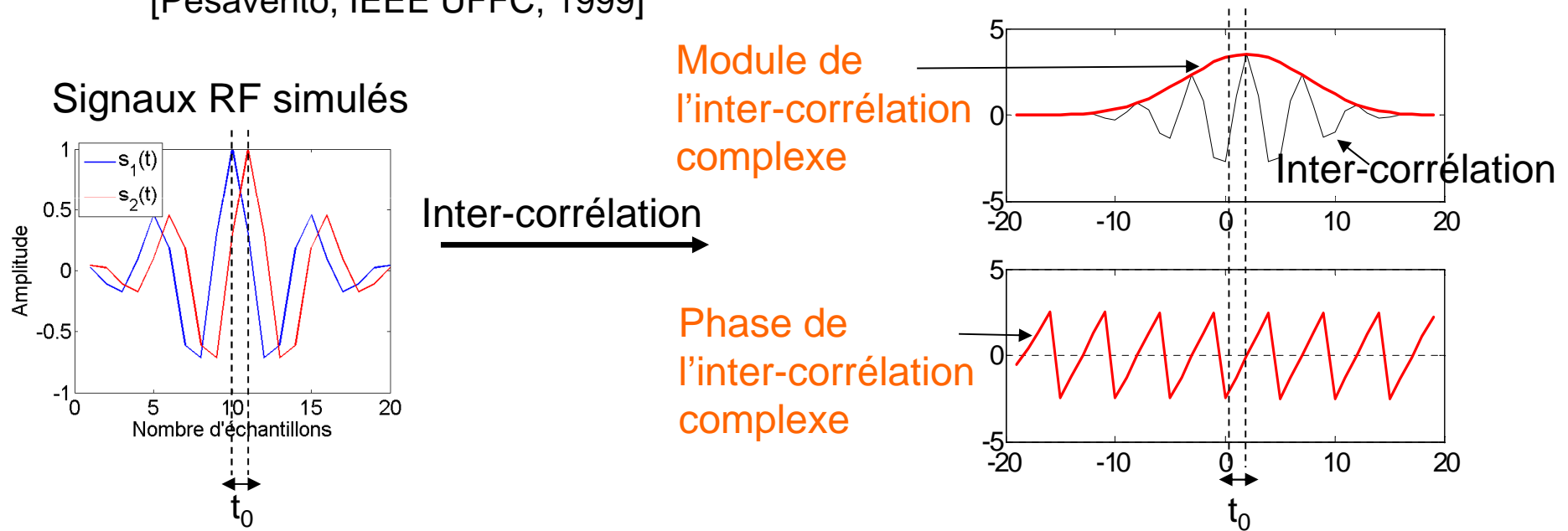
[Holden, IEEE TMI, 2008] [Sarrut, IEEE TMI, 2007]

- Translations rigides, affine, projectif, bilinéaire, etc.
- Polynômes (formes libres)

Elastographie - méthodes 1-D

- **Estimation du retard temporel**

- Par corrélation [Ophir, Ultrasonic Imaging, 1991] [Lubinski, IEEE UFFC, 1999]
- Par passage par zéro de la corrélation complexe [Pesavento, IEEE UFFC, 1999]



- Combinant les deux approches : module + phase [Ebbini, IEEE UFFC, 2006]

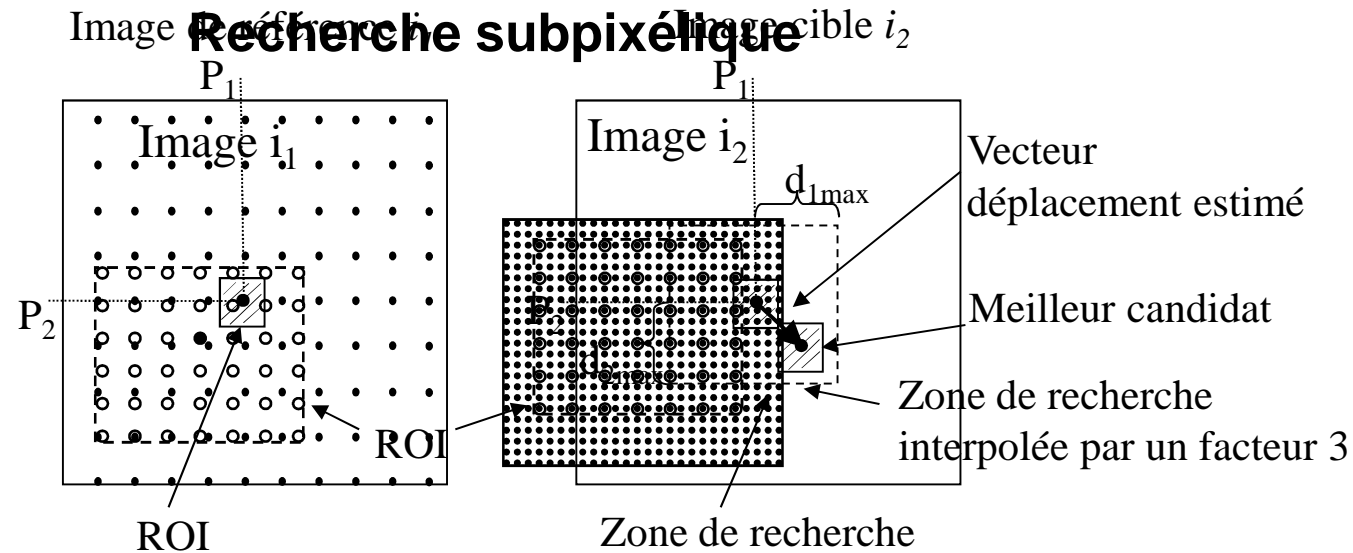
- **Estimation du facteur d'échelle**

- [Alam, IEEE UFFC, 1998] [Brusseau, Ultrasonic Imaging, 2000] [Fromageau, JASP, 2007]
- [Lindop, IEEE UFFC, 2008]

Elastographie - méthodes 2-D

- **Méthode classique : speckle tracking (BM)**

[Konofagou, Ultrasound in Med&Biol, 1998] [Bohs, Ultrasonics, 2000]



- **Modèles paramétriques de mouvement**

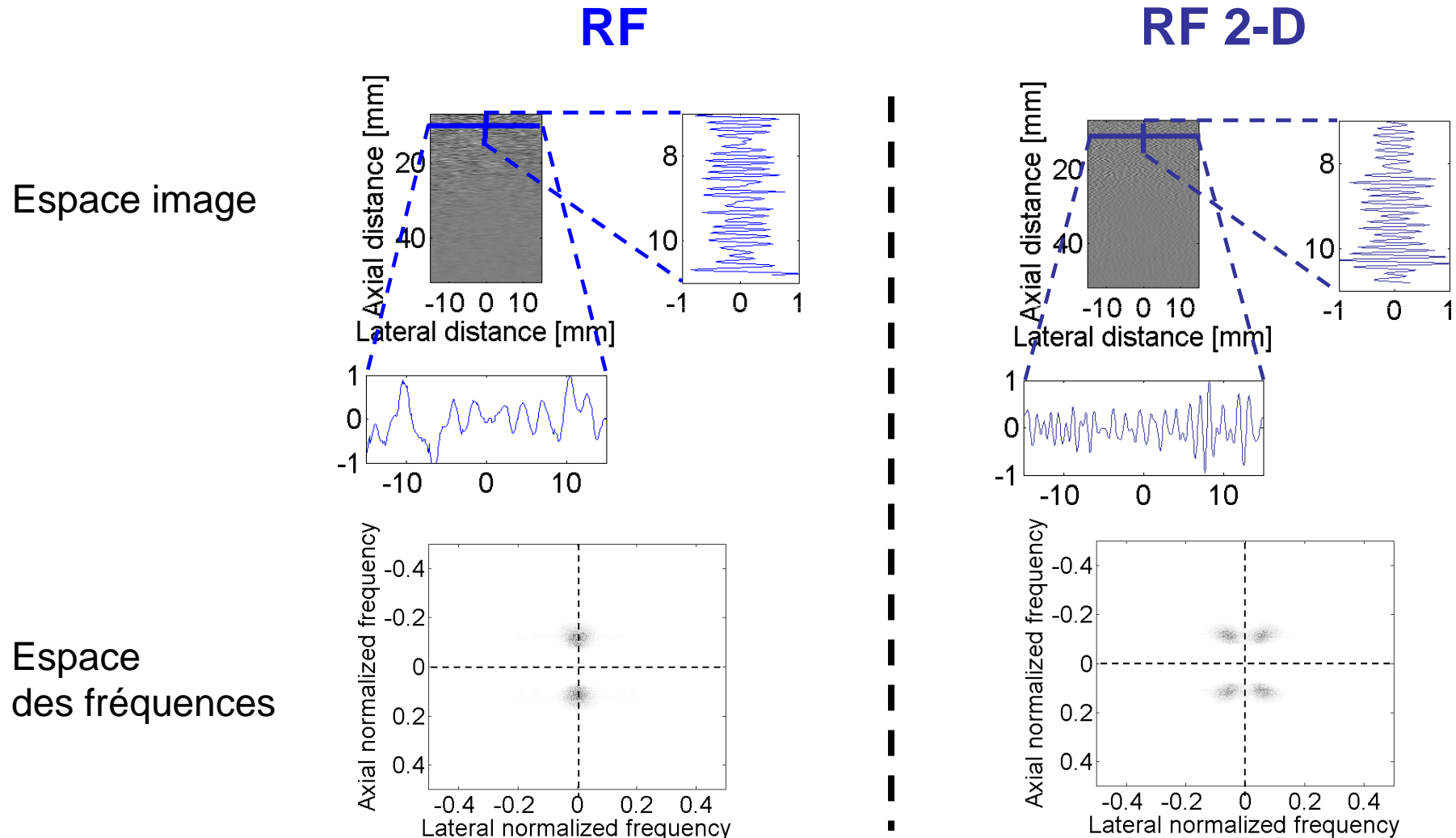
[Zhu, Ultrasonic Imaging, 2002]

- **Méthodes différentielles** [Pellot-Barakat, IEEE TMI, 2004]

- Hypothèse de la conservation de l'intensité lumineuse non respectée

Méthodes 2-D avec modulations latérales

- Adapter la formation des images RF [Jensen, IEEE UFFC, 1998]
 - Modulations dans les deux directions des images



Méthodes 2-D avec modulations latérales

- *Exploiter l'information de phase dans la direction latérale des images RF 2-D*
- **Utiliser les méthodes 1-D dans la direction latérale**
[Liebgott, IEEE UFFC, 2007]
 - Estimation séparable du vecteur de déplacement
 - Passage par zéro de la phase de la corrélation complexe
 - Dans les directions axiale et latérale
- **Méthode itérative d'ajustement de la phase de la corrélation complexe**
[Sumi, IEEE UFFC, 2007] [Sumi, IEEE UFFC, 2008]
 - Estimation des translations 2-D

Critères de comparaison

- Images de simulation

- *Erreur absolue* entre le déplacement vrai et estimé (axial et latéral)

- Images expérimentales

- *Critère de recalage* [Fitzpatrick, Handbook of Med. Imaging, 2000]

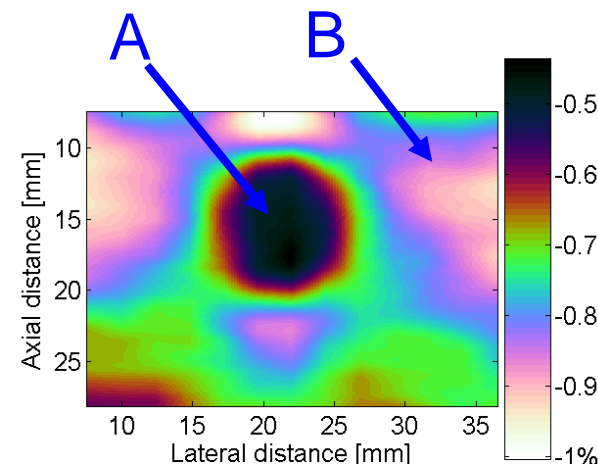
- Recalage d'une image avec le champ dense estimé $i_2 \rightarrow \hat{i}_1$
- Moyenne des coefficients de corrélation calculés bloc à bloc entre i_1 et \hat{i}_1

$$\xi \in [0\% \quad 100\%]$$

- *CNR* entre l'inclusion (tumeur) et le milieu englobant (thyroïde)

$$CNR = \left| \frac{\mu_A - \mu_B}{\sigma_A + \sigma_B} \right|$$

[Bae, IEEE EMBS, 2004] [Li, IEEE ICIT, 2005]



Orientations choisies

- **Estimation basée sur la mise en correspondance de blocs**
 - Moins sensible aux changements d'intensité lumineuse
- **Exploitation des spécificités des images RF 2-D**
 - Estimateur 2-D subpixelique des translations locales
- **Modélisation paramétrique du mouvement local**
 - Prendre en compte la complexité des mouvements
- **Utilisation des séquences de plusieurs images**
 - Prendre en compte les spécificités de l'élastographie ultrasonore

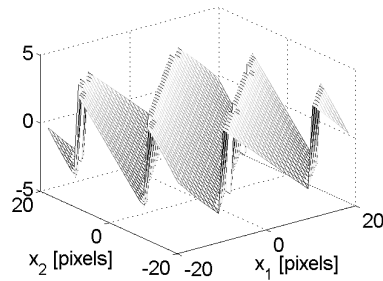
1 - Introduction

2 - Etat de l'art

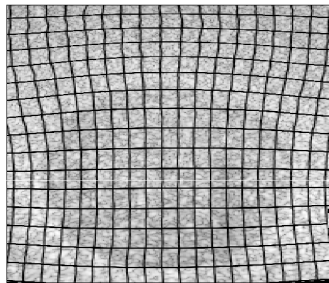
3 - Contributions scientifiques

4 - Conclusions et perspectives

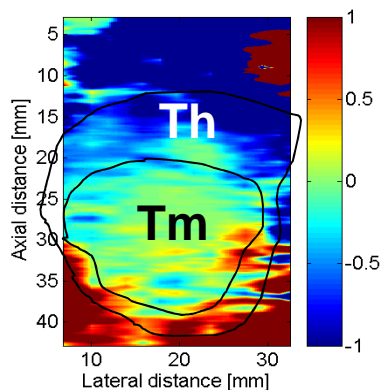
3- Contributions scientifiques



A- Estimation du mouvement basée sur la phase des signaux (PBM)



B- Méthode de mise en correspondance de blocs déformables (BDBM)

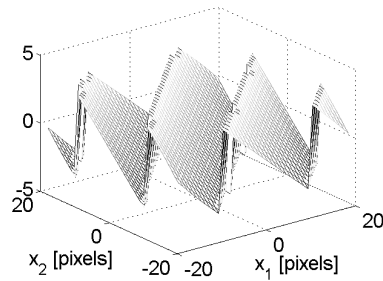


C- Estimation du mouvement dans des séquences d'images adaptée à l'élastographie main libre

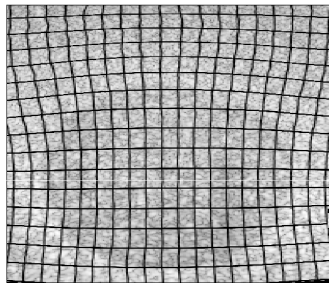
Contribution scientifiques

- **Estimation du mouvement avec des paires d'images**
- **A) PBM**
 - Exploiter la forme des signaux 2-D issus des images RF 2-D
 - Modèle local de mouvement : translations rigides
- **B) BDBM**
 - Modèle bilinéaire pour prendre en compte les déformations locales
 - Applicable sur des images RF classiques
- **C) Estimation du mouvement dans des séquences d'images**
 - Utilise les méthodes d'estimation du mouvement entre des paires d'images

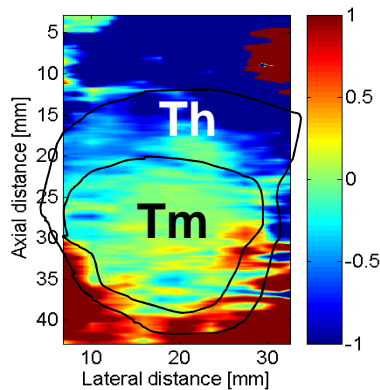
3- Contributions scientifiques



A- Estimation du mouvement basée sur la phase des signaux (PBM)



B- Méthode de mise en correspondance de blocs déformables (BDBM)



C- Estimation du mouvement dans des séquences d'images adaptée à l'élastographie main libre

A- Estimation du mouvement basée sur la phase des signaux

- **Objectif**

- Méthode de type BM avec une estimation **subpixélique** et **'rapide'** des translations locales 2-D

- **Approche proposée**

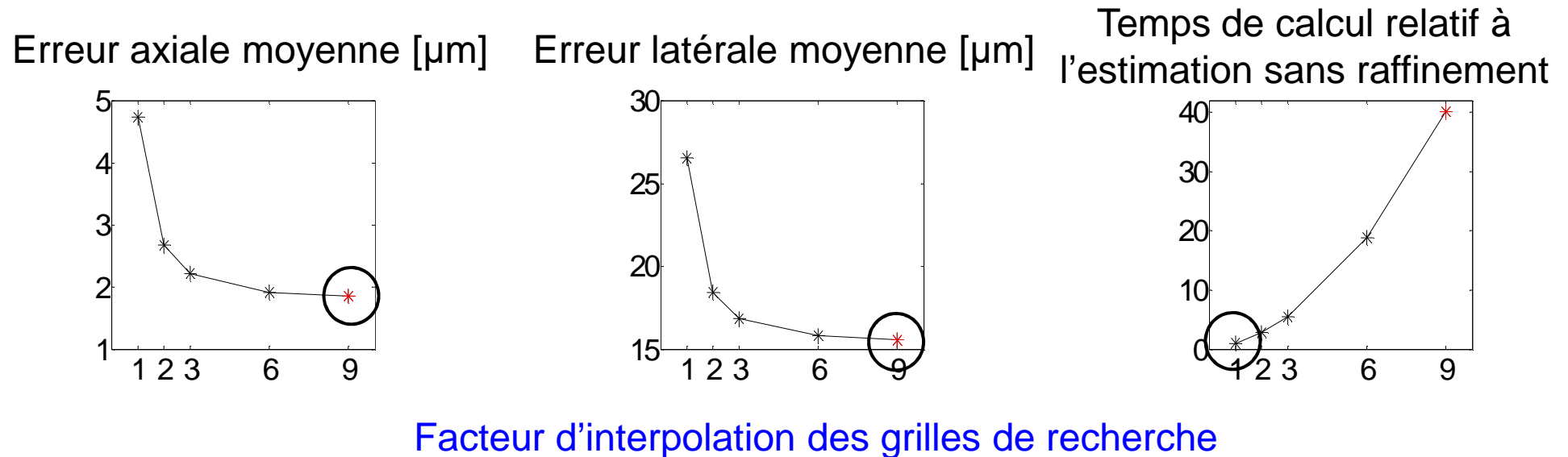
- Utiliser la phase des signaux
- Fournir une solution analytique à l'estimation locale des translations
 - Basée sur une forme *a priori* des images RF 2-D

- **Outil**

- Images RF 2-D de simulation et expérimentales (acquises avec l'échographe Ultrasonix)

Motivation de l'estimation locale subpixélique

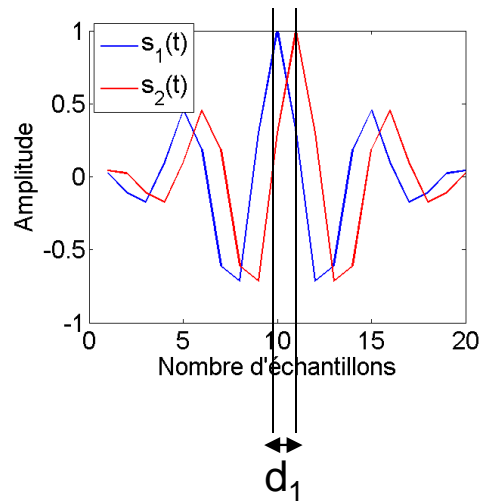
- Estimation du mouvement avec BM classique pour différents **facteurs d'interpolation** des grilles de recherche des blocs



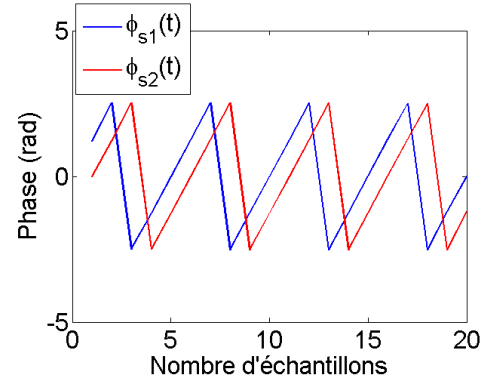
- **Objectif** : même précision que la méthode de BM classique avec des facteurs d'interpolation des grilles de recherche importants
 - Sans interpoler les images
 - Temps de calcul comparable au BM classique sans interpolation

Exemple introductif (1-D)

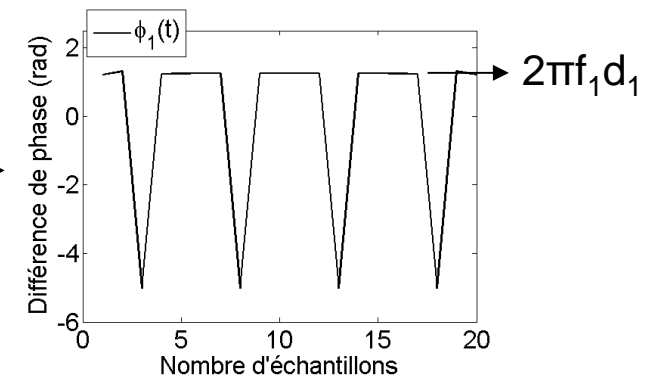
Signaux RF simulés



Phases des signaux analytiques



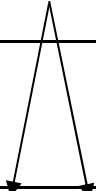

Différence de phase



- **En 2-D**

- Images RF 2-D (avec modulations latérales)
- Deux inconnues (les déplacements sur les deux directions)
- Phases de deux signaux analytiques 2-D
- Estimateur analytique des translations

Calcul des images de phase

Images RF 2-D	i_1	i_2
Transformées de Fourier	I_1	I_2
Garder un seul quadrant dans le domaine des fréquences		
Images complexes	i_{11}, i_{12}	i_{21}, i_{22}
Images de phase	ϕ_{11}, ϕ_{12}	ϕ_{21}, ϕ_{22}

Images de phase :

$$\phi_{ij}(x_1, x_2) = \arctan \left(\frac{\text{Im}(i_{ij}(x_1, x_2))}{\text{Re}(i_{ij}(x_1, x_2))} \right), \quad i, j = 1, 2$$

Exemple de calcul d'une image de phase

Espace image

Image RF 2-D i_1

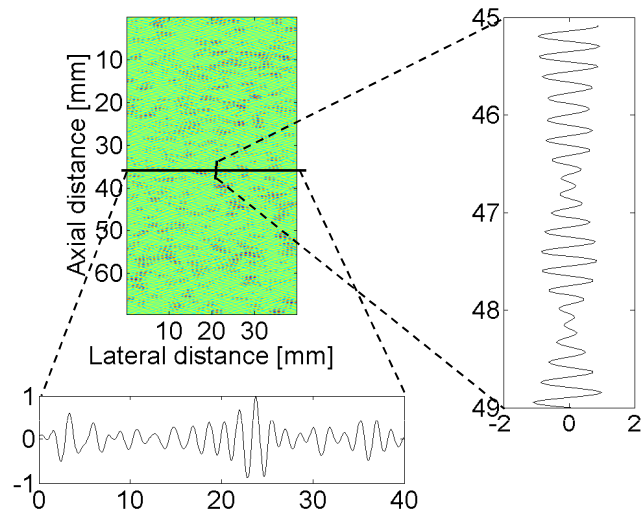
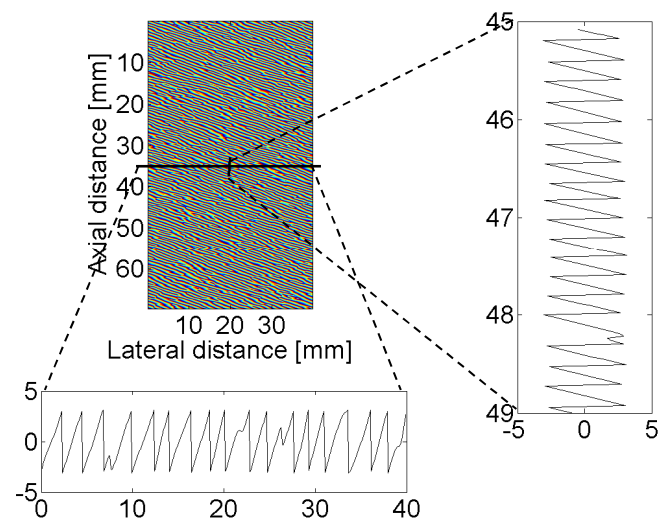
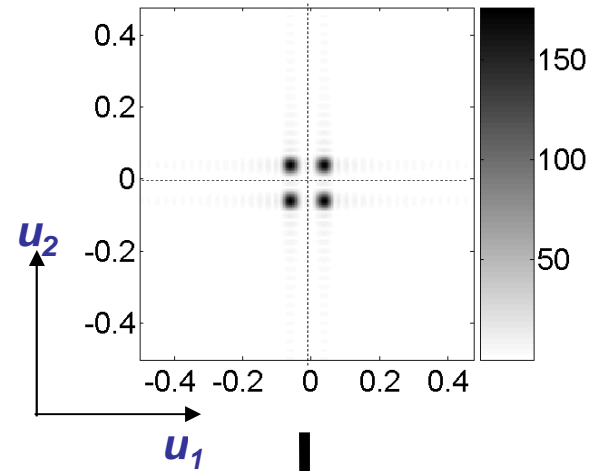


Image de phase ϕ_{11}

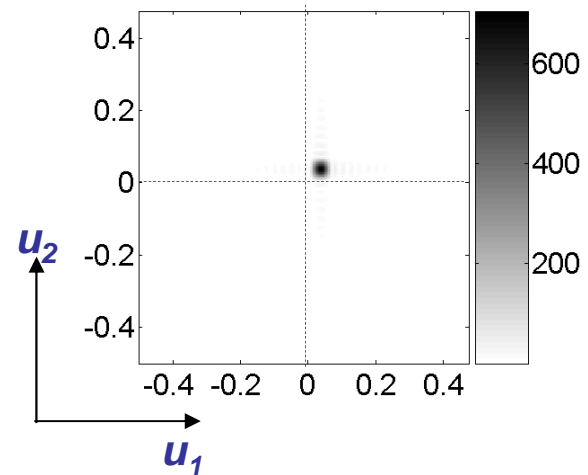


Espace des fréquences

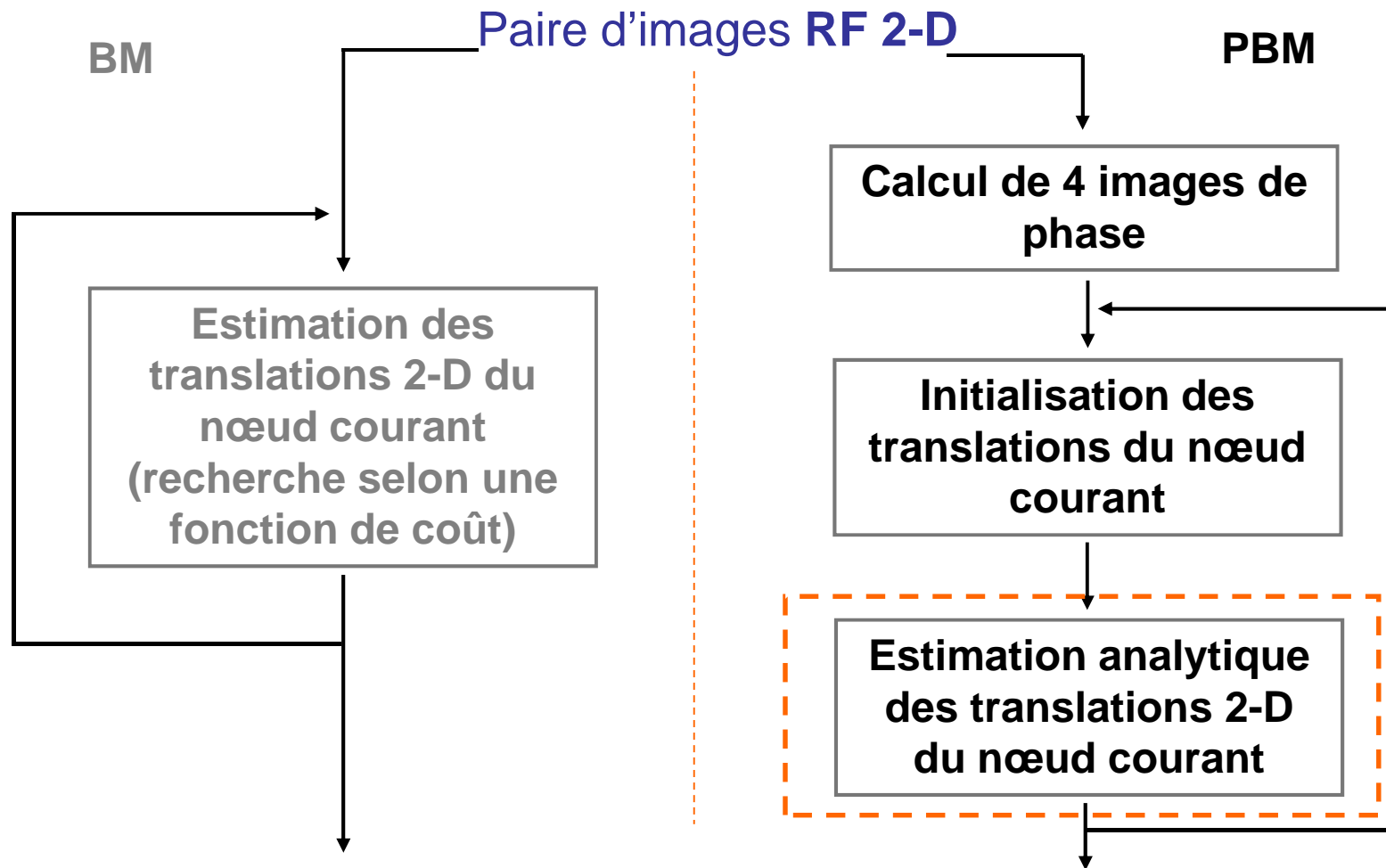
I_1



I_{11}



Méthode proposée (PBM)



Champ dense de mouvement 2-D

$$i_2(x_1, x_2) = i_1(x_1 + u(x_1, x_2), x_2 + v(x_1, x_2))$$

Modèle local

- Dans les images RF 2-D

- (f_1, f_2) fréquences dans les deux directions de l'espace, supposées connues

$$s_1(x_1, x_2) = w_{s1}(x_1, x_2) \cos(2\pi f_1(x_1 - d_{s11})) \cos(2\pi f_2(x_2 - d_{s12}))$$
$$s_2(x_1, x_2) = w_{s2}(x_1, x_2) \cos(2\pi f_1(x_1 - d_{s21})) \cos(2\pi f_2(x_2 - d_{s22}))$$

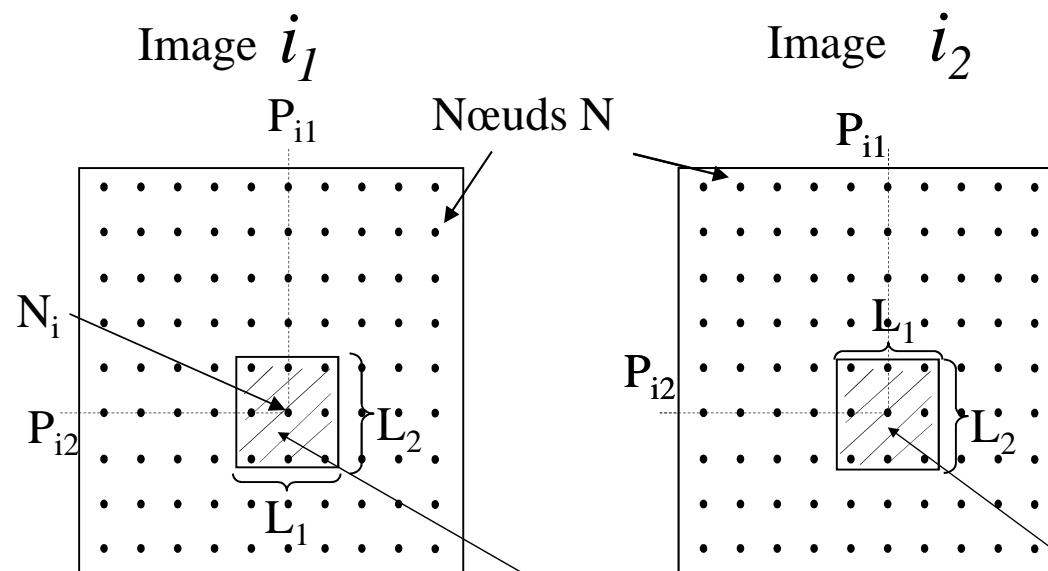
Décalages relatifs entre s_1 et s_2 d_1 d_2

- Différences de phase

$$\phi_1(x_1, x_2) = 2\pi f_1 d_1 + 2\pi f_2 d_2$$

$$\phi_2(x_1, x_2) = -2\pi f_1 d_1 + 2\pi f_2 d_2$$

Estimation locale des translations



Extraits des images RF 2-D	s_1	s_2
Extraits des images de phase	ϕ_{s11}, ϕ_{s12}	ϕ_{s21}, ϕ_{s22}
Différences de phase	ϕ_1	ϕ_2
Translations 2-D	$\hat{d}_1 = \frac{\bar{\phi}_1 - \bar{\phi}_2}{4\pi f_1}$	$\hat{d}_2 = \frac{\bar{\phi}_1 + \bar{\phi}_2}{4\pi f_2}$

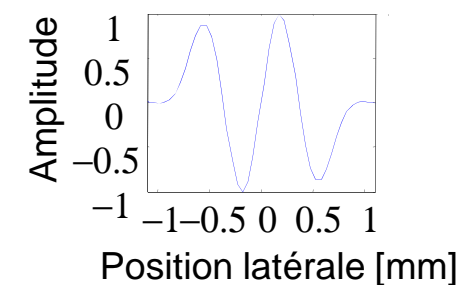
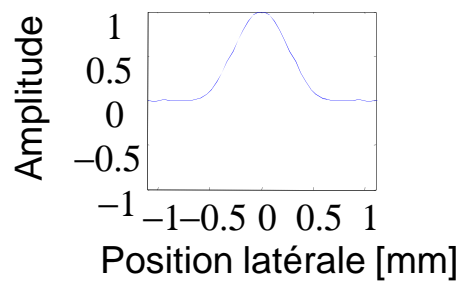
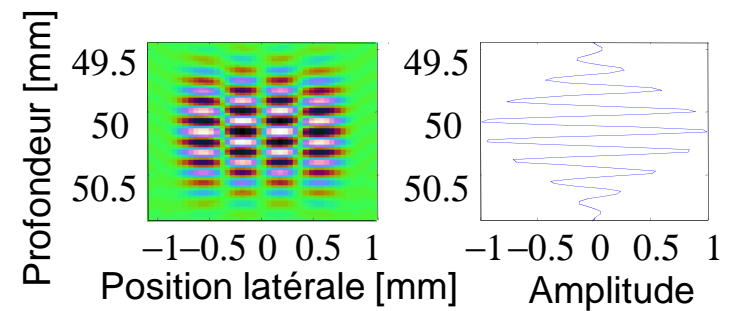
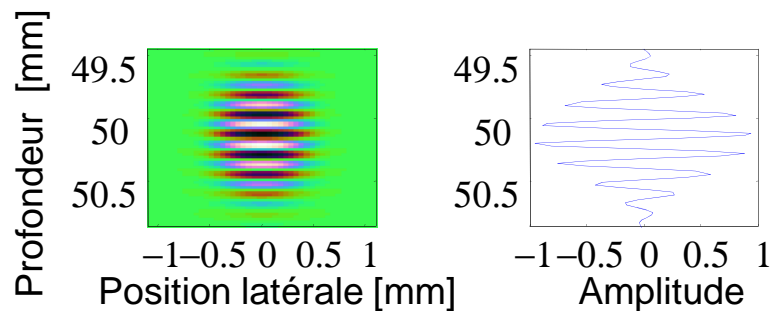
Résultats

- **Comparaison de la méthode proposée par rapport à :**
 - BM classique (BM NCC)
- **Simulation numérique**
 - Critère : erreur absolue (axiale et latérale)
- **Données expérimentales sur fantôme**
 - Critères :
 - CNR (intérieur et extérieur de l'inclusion, calculé sur les images de déformation)

Simulation des images RF

- **Approche système** [Yu, IEEE IP, 2002]
 - Convolution entre une PSF et une distribution de diffuseurs
 - Allures des PSF pour le **RF** et le **RF 2-D** [Liebgott, IEEE UFFC, 2008]

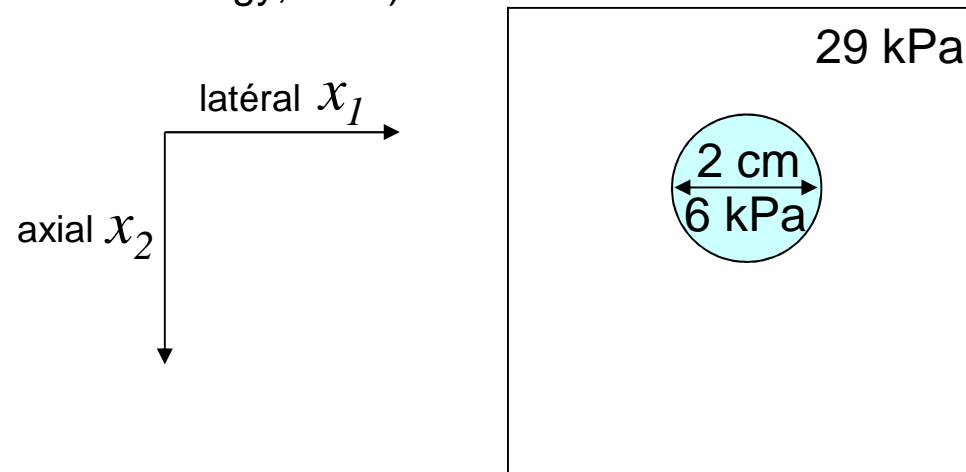
$$h(x_1, x_2) = \exp\left(-\pi\left(\frac{x_1^2}{\sigma_1^2} + \frac{x_2^2}{\sigma_2^2}\right)\right) \cos(2\pi f_2 x_2) \quad \times \cos(2\pi f_1 x_1)$$



Simulation numérique

- **Simulation de deux images RF 2-D**

- Milieu : même caractéristiques que le fantôme CIRS (Tissue Simulation & Phantom Technology, USA)



- Coefficient de Poisson : 0,49
- Compression axiale (déplacement imposé obtenu avec Femlab*)
- PSF

$$f_1 = 0,5 \text{ mm}^{-1}, f_2 = 5 \text{ mm}^{-1}; \sigma_1 = 3 \text{ mm}, \sigma_2 = 1 \text{ mm}$$

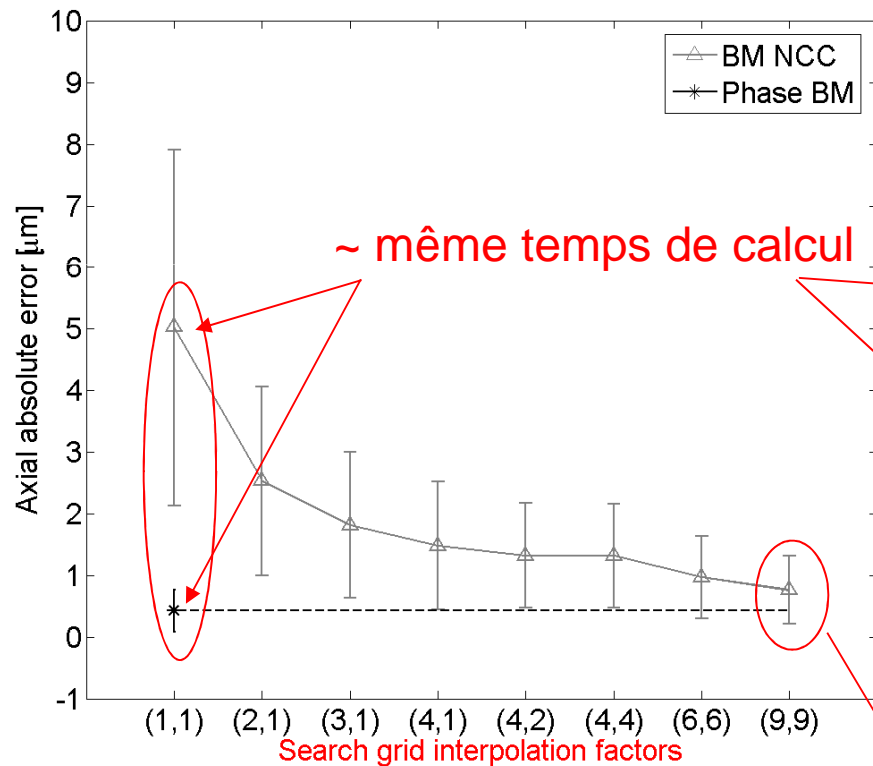
- Dimension d'un pixel : $19,6 \mu\text{m} \times 75,2 \mu\text{m}$ (soit 10x25 points/période)

* Logiciel de calcul aux éléments finis

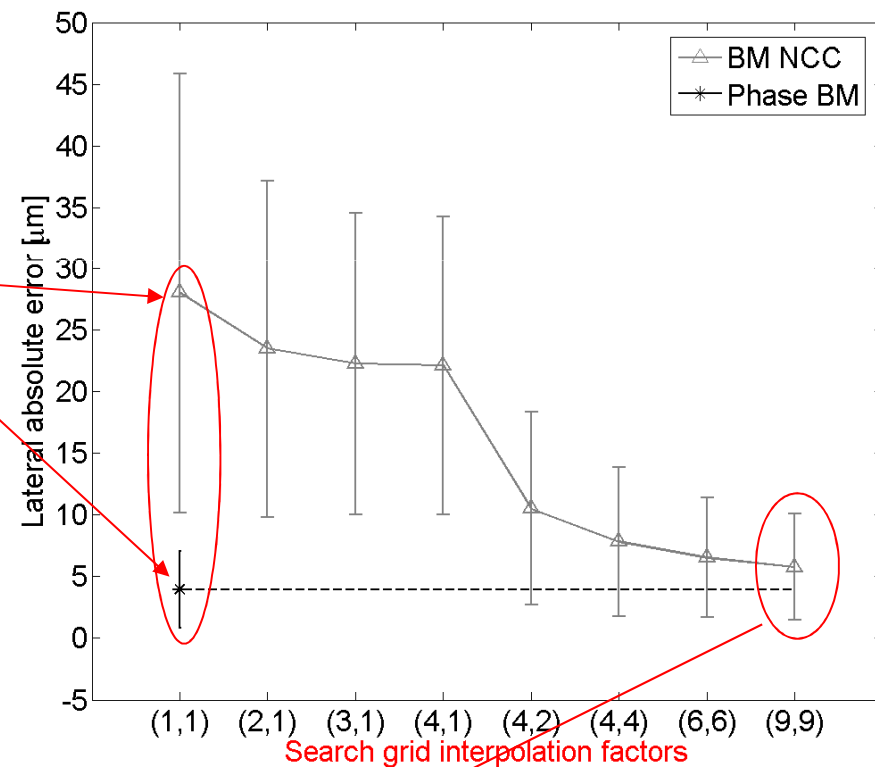
Résultats de simulation

- Comparés au BM NCC pour différents facteurs d'interpolation (axial, latéral)

Erreur axiale



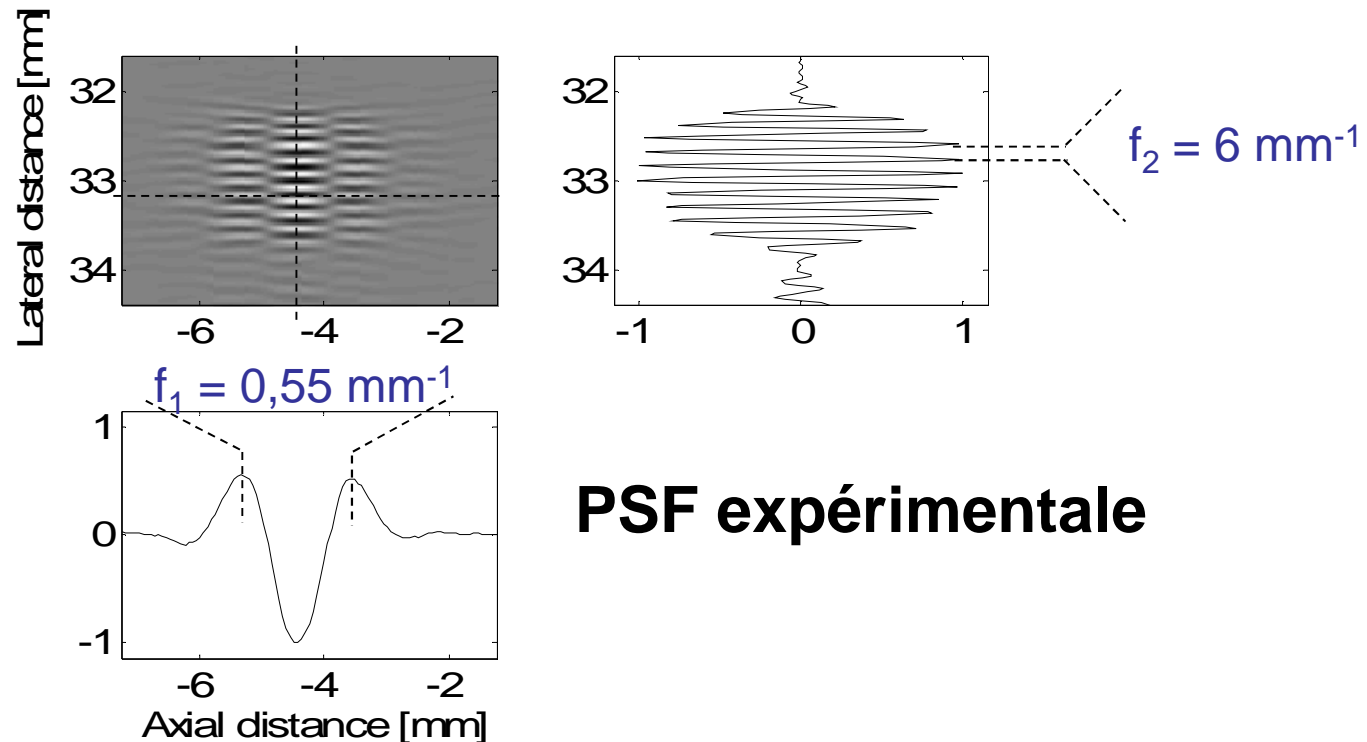
Erreur latérale



$$t_{\text{BM NCC}} \sim 15 \times t_{\text{PBM}}$$

Données expérimentales

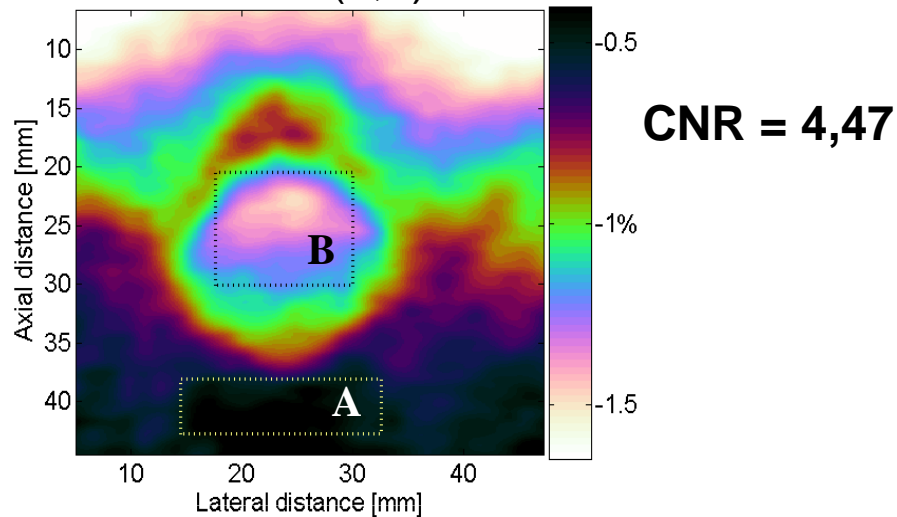
- **Formation de deux images RF 2-D**
 - Acquisition des données brutes avec l'échographe Ultrasonix
 - Sur le fantôme CIRS
 - Fréquence centrale 8 MHz, sonde linéaire avec 128 éléments



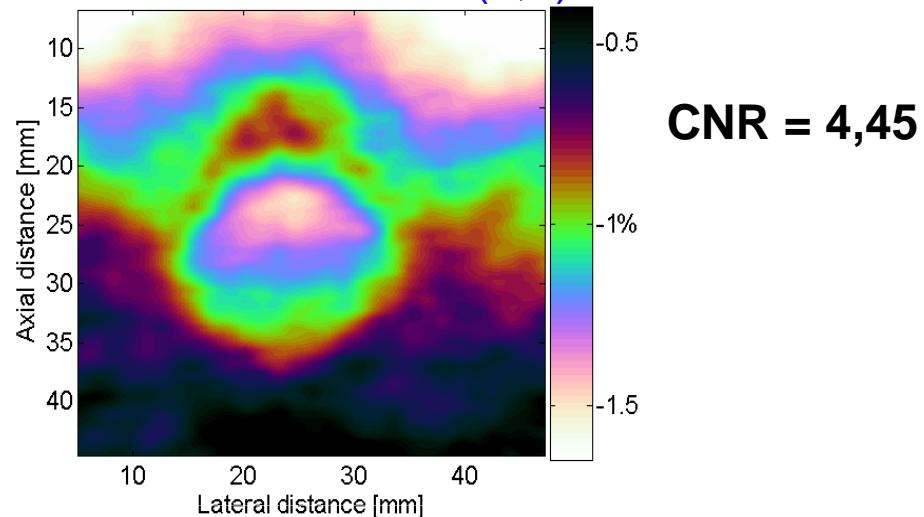
- Dimension d'un pixel : $19,6 \mu\text{m} \times 75,2 \mu\text{m}$ (soit 8×24 points/période)

Résultats expérimentaux

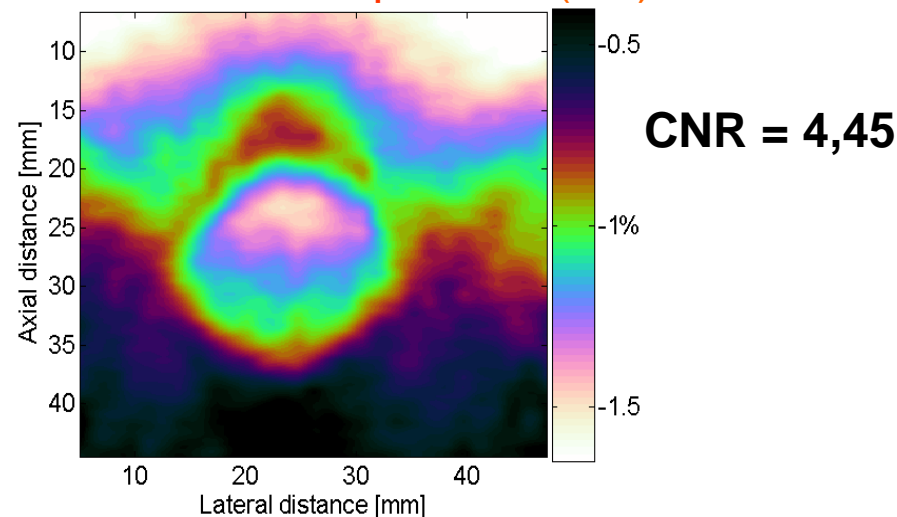
PBM (1,1)



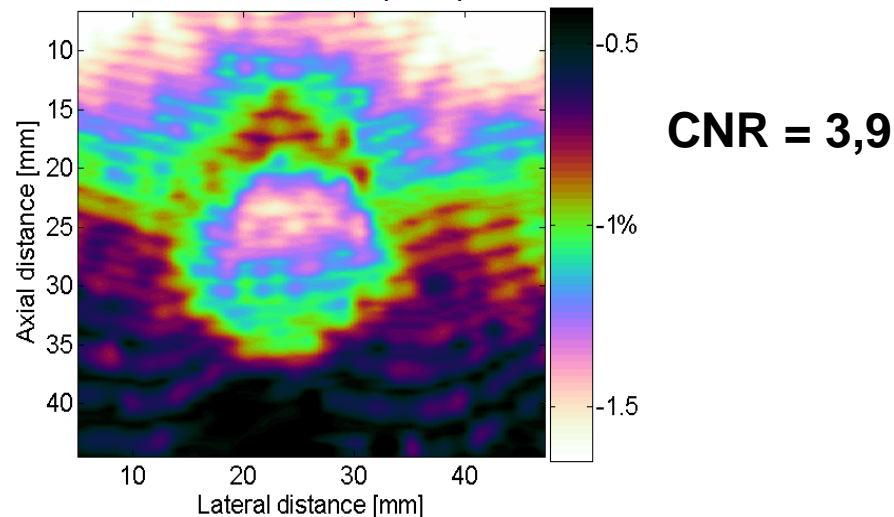
PBM - Décimation (2,1)



BM NCC – Interpolation (6,6)



BM NCC (1,1)



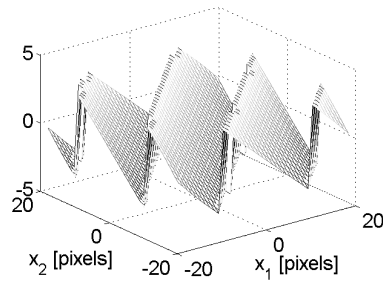
PBM : conclusion

- **Méthode d'estimation du mouvement utilisant des images de phase**
- **Avantages :**
 - Estimation analytiques 2-D des translations
 - Appliquée directement sur les signaux
 - Précision par rapport aux méthodes classiques (BM NCC)
 - Adaptée aux images faiblement échantillonnées
- **Inconvénients :**
 - Adaptée aux images RF 2-D (*l'estimation axiale fonctionne également sur les images RF classiques*)
 - Modèle local : translations rigides

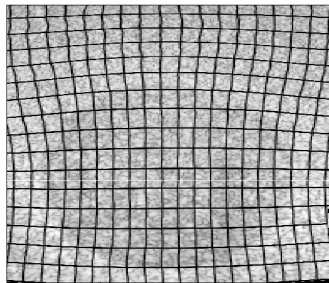
PBM : conclusion

- **3 articles :**
 - [Basarab et al., IEEE UFFC, en révision]
 - Méthode PBM
 - [Basarab et al., IEEE IP, accepté sous corrections mineures]
 - **Développement mathématique n-D de l'estimateur analytique**
 - **Étude statistique de l'estimateur**
 - [Liebgott, Basarab, et al., IEEE UFFC, 2008]
 - Formation d'images RF 2-D adaptées à l'imagerie du mouvement
- **3 conférences**
 - IEEE EMBC '07, GretsI '07, IEEE ICASSP '06

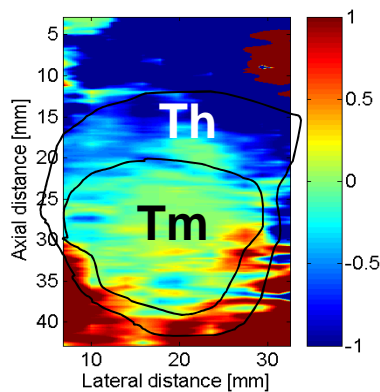
3- Contributions



A- Estimation du mouvement basée sur la phase des signaux



B- Méthode de mise en correspondance de blocs déformables



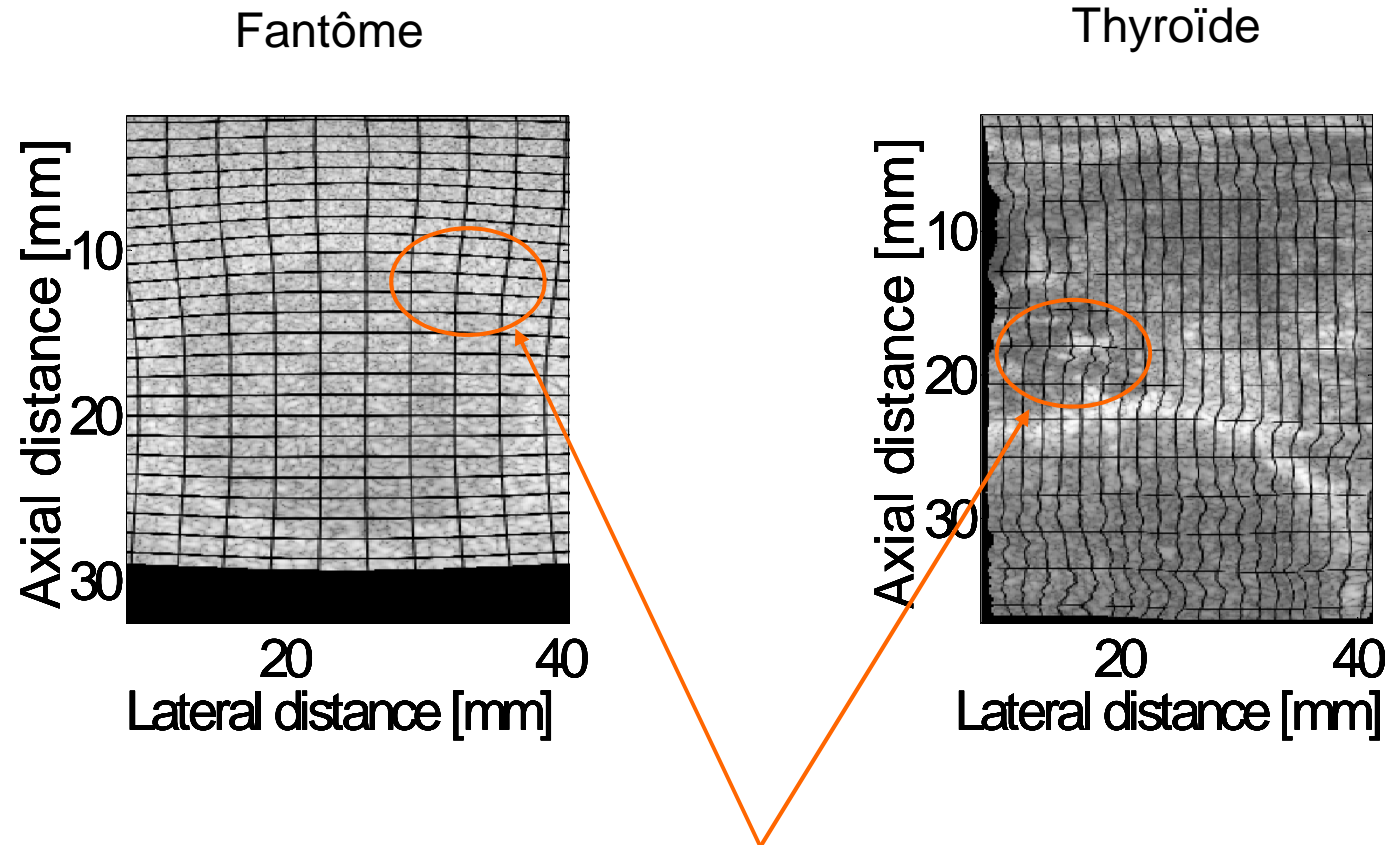
C- Estimation du mouvement dans des séquences d'images adaptée à l'élastographie main libre

B- Méthode de mise en correspondance de blocs déformables

- **Objectif**
 - Prendre en compte la complexité spatiale du mouvement
- **Approche proposée**
 - Modèle de mouvement bilinéaire pour contrôler la déformation locale
- **Outil**
 - Images RF de simulation et expérimentales (sur fantôme et sur thyroïde)

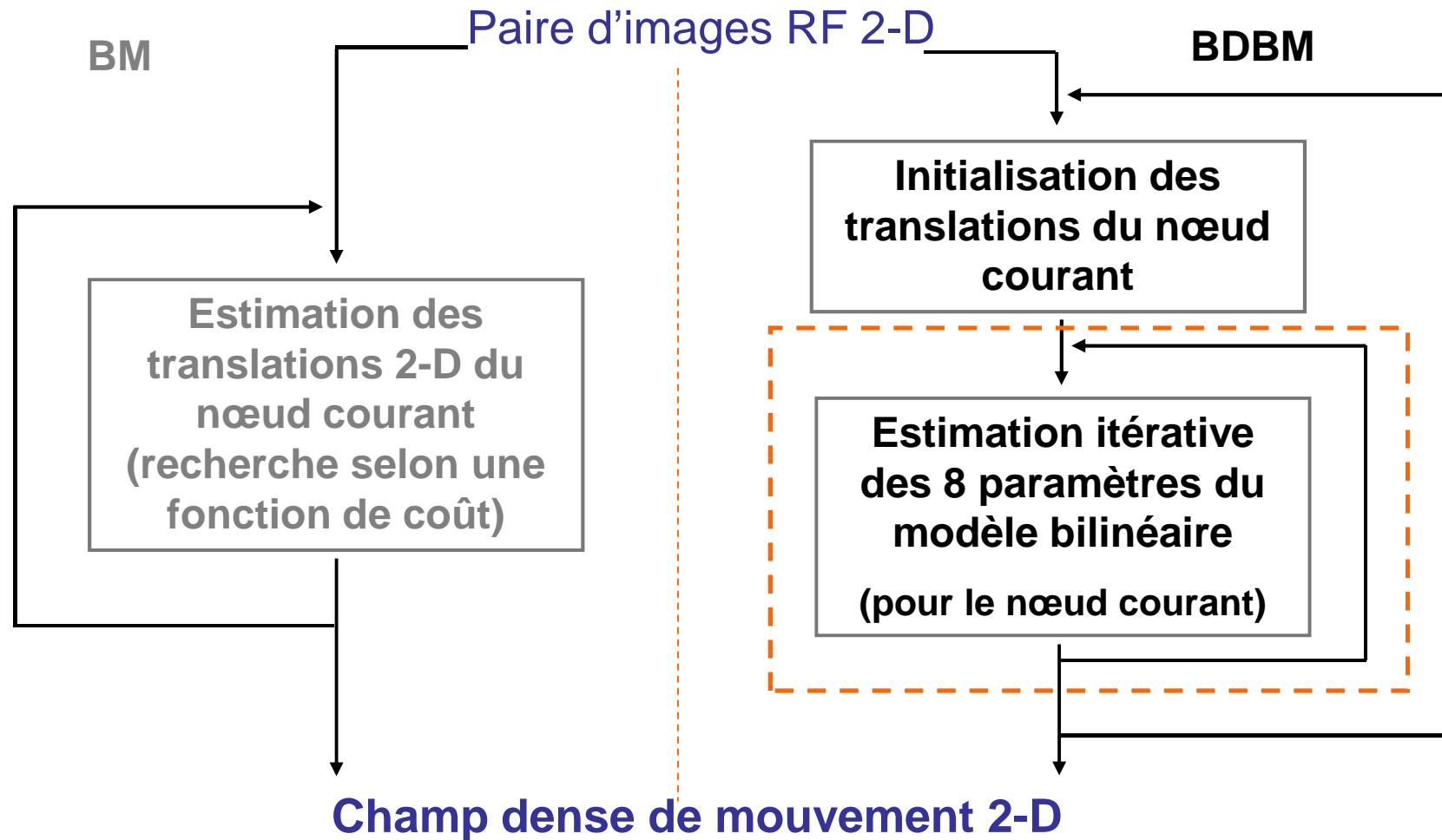
Motivation

- Exemples de déformation



- Nécessité de prendre en compte les déformations locales
- Modèle des translations rigides insuffisant

Méthode proposée (BDBM)

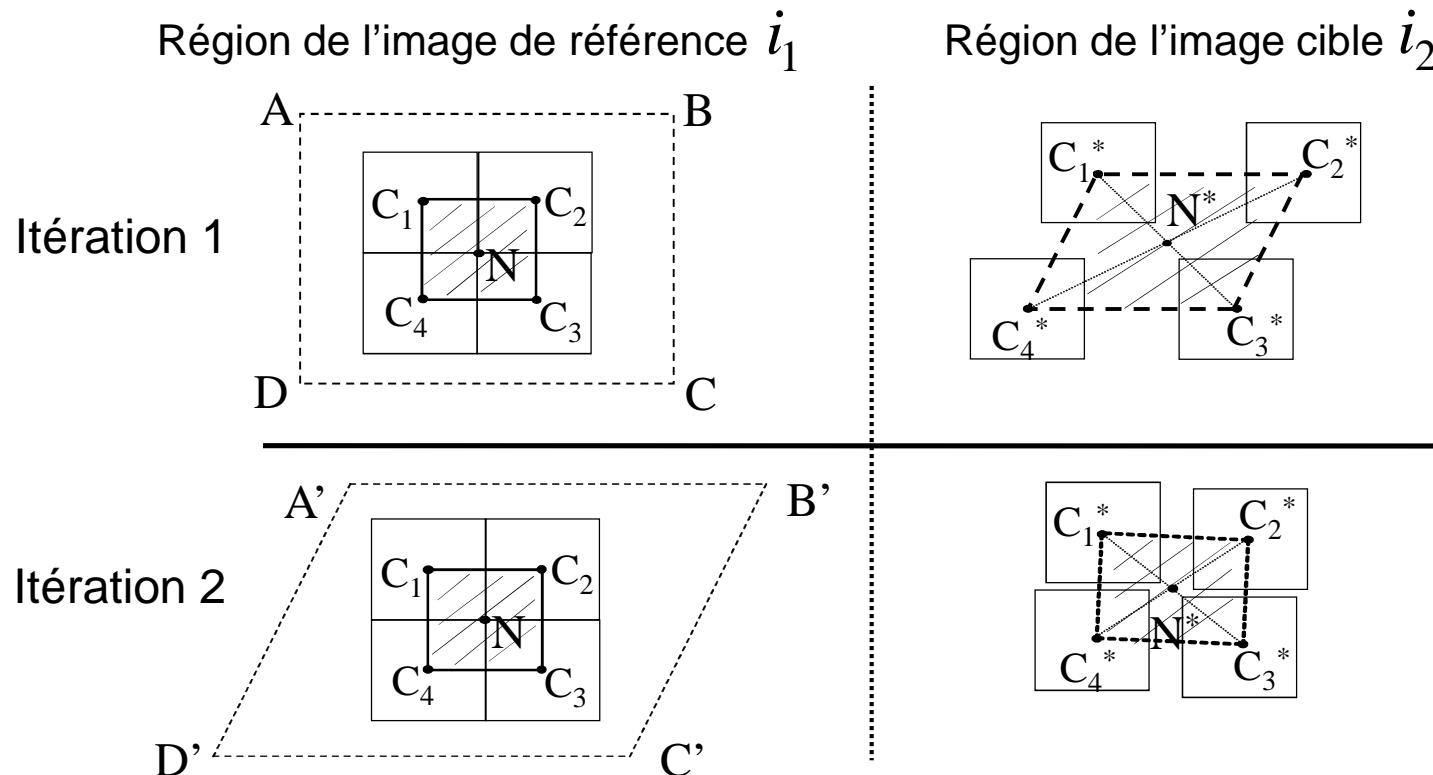


Modèle locale

$$\begin{cases} u(x_1, x_2) = a_u \cdot x_1 + b_u \cdot x_2 + c_u \cdot x_1 \cdot x_2 + d_u \\ v(x_1, x_2) = a_v \cdot x_1 + b_v \cdot x_2 + c_v \cdot x_1 \cdot x_2 + d_v \end{cases}$$

Estimation locale

- ROI autour du nœud courant
- Estimation par BM classique (ou *PBM*) des déplacements des coins *C*
- 2 systèmes de 4 équations avec 4 inconnues
- Déformation des blocs recherchés suivant le modèle bilinéaire estimé à l'itération précédente

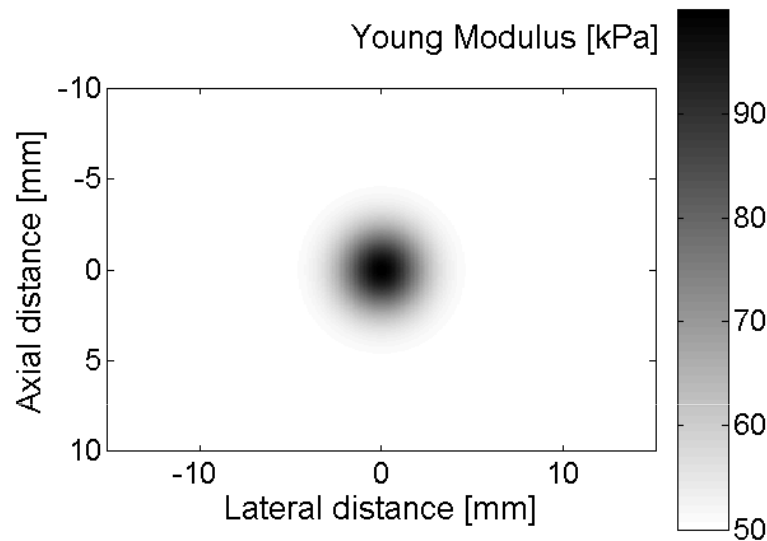


Résultats

- **Comparaison des résultats par rapport au BM classique**
- **Simulation numérique**
 - Critère : erreur absolue (axiale et latérale)
- **Données expérimentales sur thyroïde**
 - Critère :
 - CNR (entre la tumeur et la thyroïde, calculé sur les images de déformation et sur les images échographiques mode B)

Simulation numérique

- **Caractéristiques du milieu simulé**



$$E(x_1, x_2) = 50 + 50 \exp\left(-\pi\left(\frac{x_1}{4}\right)^2\right) \exp\left(-\pi\left(\frac{x_2}{4}\right)^2\right)$$

Coefficient de Poisson 0,49

- **Simulation de deux images RF classiques**

- Compression axiale de 2% (dilatation latérale de 0,98%)
- PSF (paramètres de l'échographe Siemens Elegra)

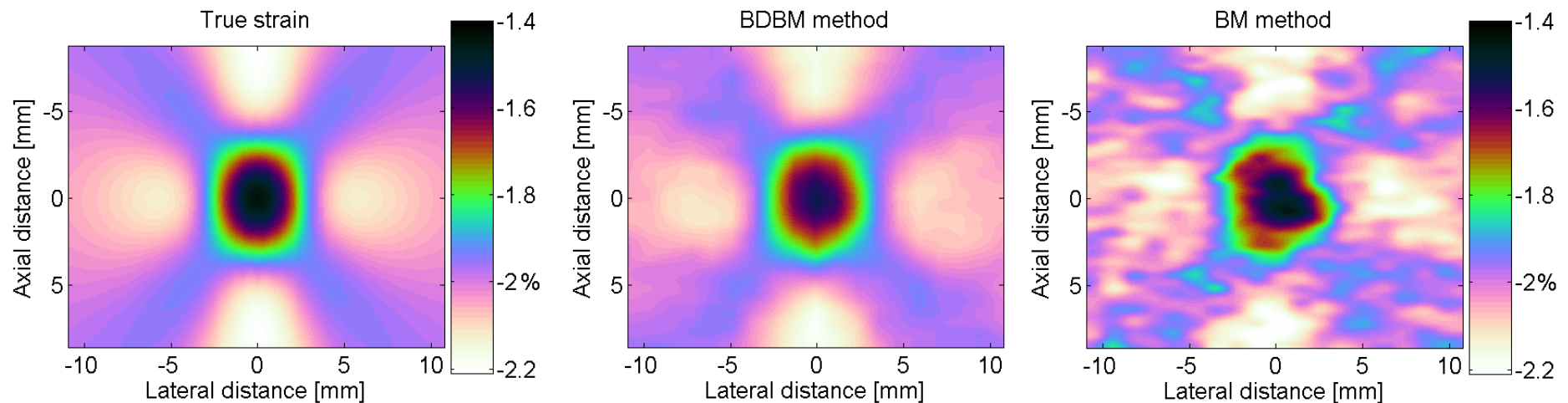
$$f_2 = 7,5 \text{ MHz}; \quad \sigma_1 = 1,09 \text{ mm}; \quad \sigma_2 = 0,36 \text{ mm};$$

Résultats de simulation

- Erreurs d'estimation

Ecart type de l'erreur absolue en μm			
<i>Axial</i>		<i>Latéral</i>	
BDBM	BM	BDBM	BM
0,39	1,1	2,7	13,4

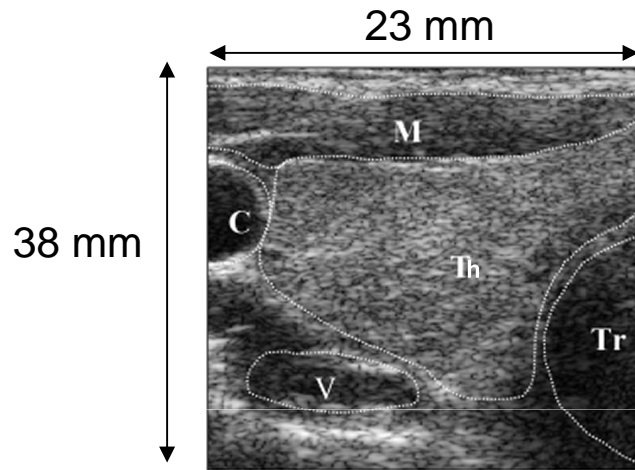
- Cartes des déformations axiales



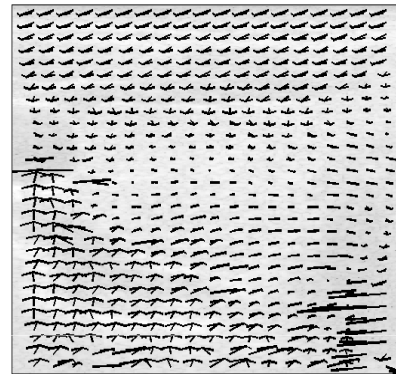
Résultats expérimentaux

Images mode B

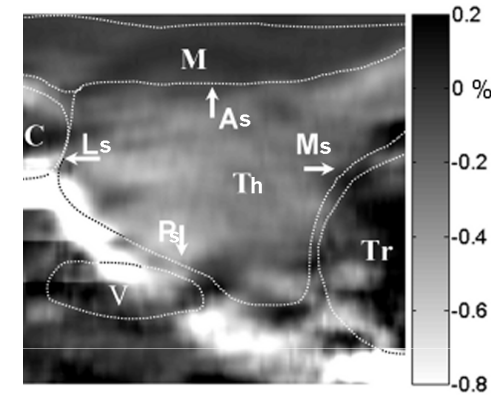
- **Thyroïde saine**



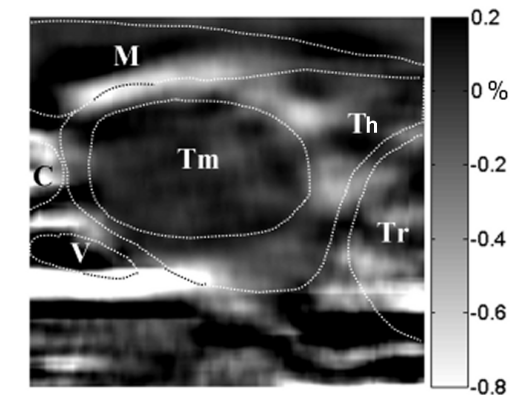
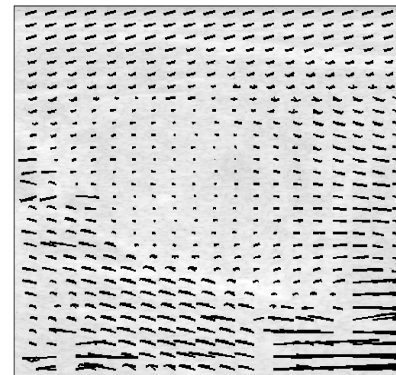
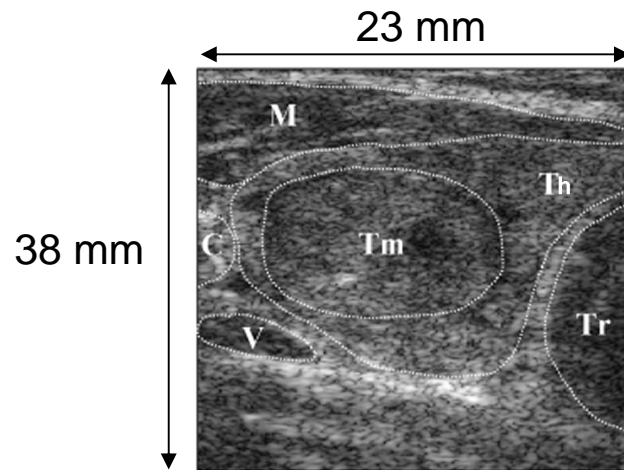
Vecteurs de déplacement



Cartes des Déformations axiales (%)



- **Tumeur maligne**



CNR : 0,06

1,37 (1,25 avec le BM)

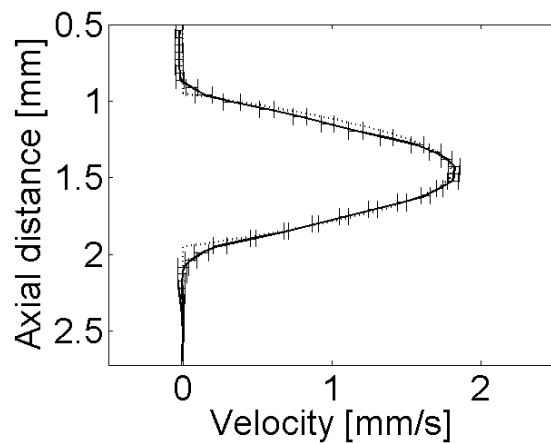
BDBM : conclusion

- **Méthode d'estimation du mouvement utilisant un maillage déformable (modèle bilinéaire)**
- **Avantages :**
 - Méthode plus robuste que le BM classique
 - Peut être appliquée sur des images RF classiques
 - Peut être utilisée avec l'estimateur analytique des translations (PBDBM) sur des images RF 2-D
- **Inconvénient :**
 - Temps de calcul plus important que le BM (ou le PBM)

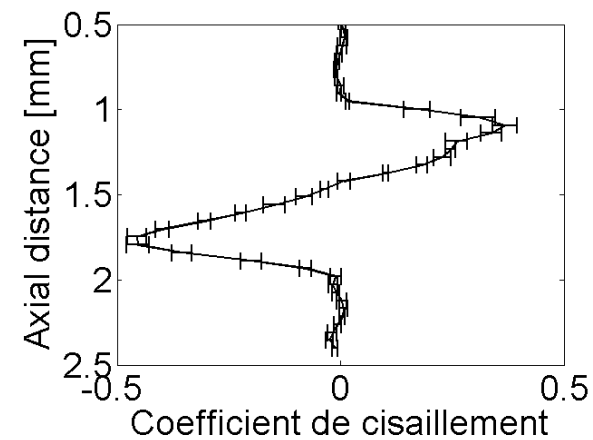
BDBM : conclusion

- **1 article :**
 - [Basarab et al., Elsevier MIA, 2008]
 - Méthode BDBM appliquée à l'élastographie de la thyroïde
- **1 conférence**
 - IEEE ICIP '07
 - Application de la méthode à l'élastographie ultrasonore et à **l'estimation du flux sanguin** (avec des images mode B)

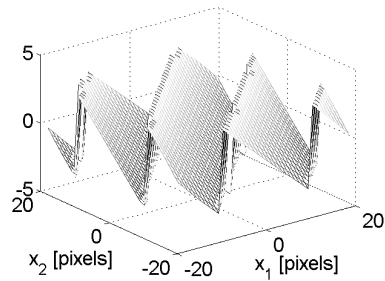
Profil de vitesse



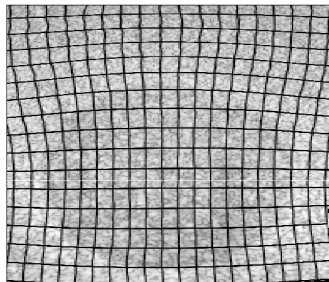
Profil de cisaillement



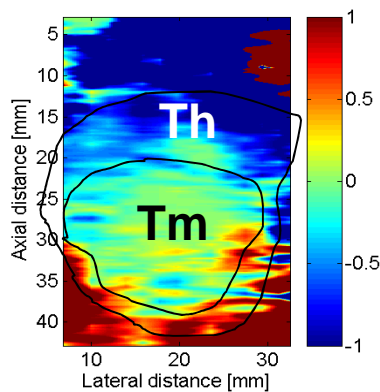
3- Contributions



A- Estimation du mouvement basée sur la phase des signaux



B- Méthode de mise en correspondance de blocs déformables



C- Estimation du mouvement dans des séquences d'images adaptée à l'élastographie main libre

C- Estimation du mouvement dans des séquences d'images adaptée à l'élastographie main libre

- **Objectif**

- Prendre en compte une séquence de plusieurs images
- Tenir compte de la compression appliquée
- Visualiser les tumeurs thyroïdiennes

- **Approche proposée**

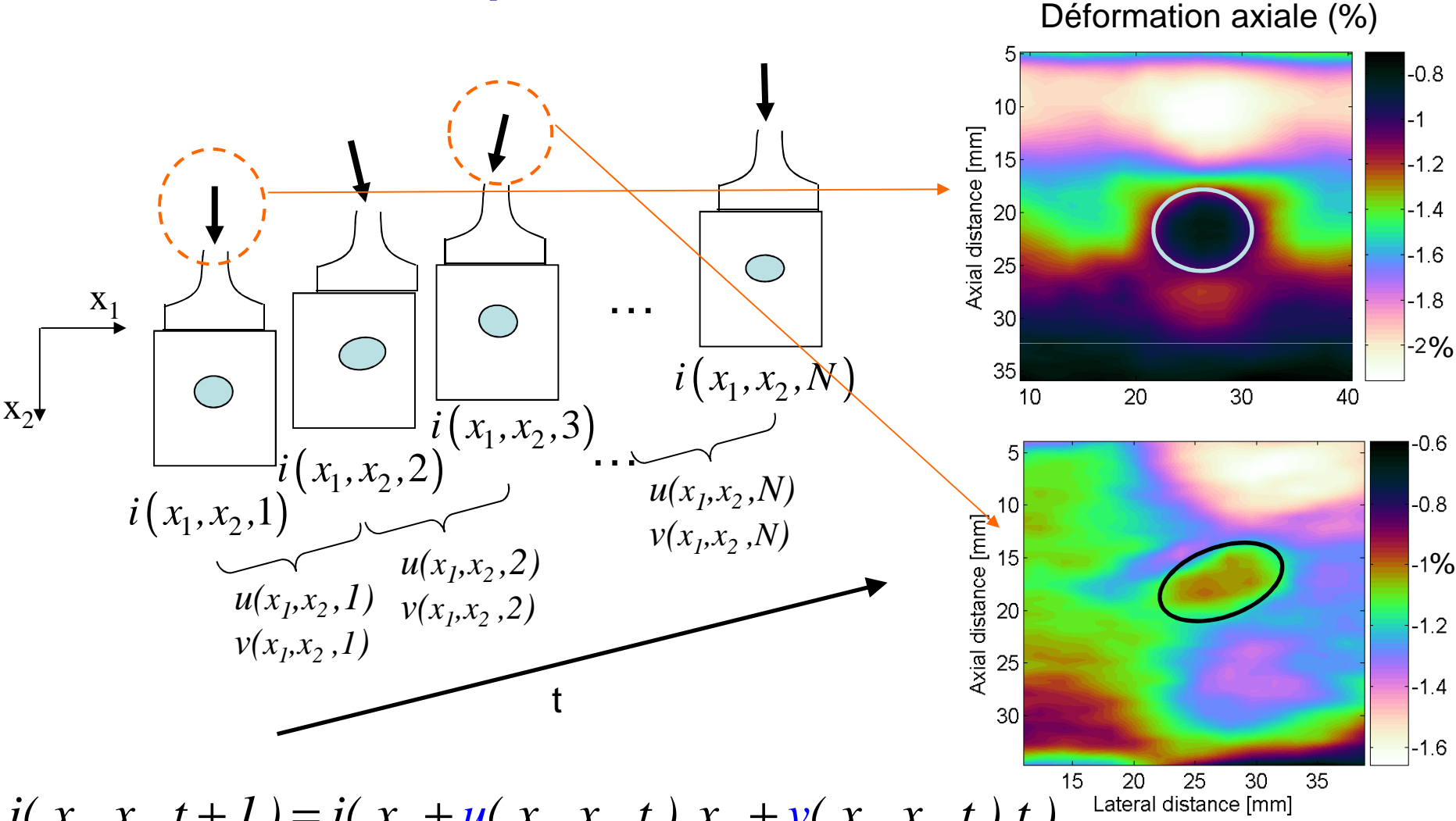
- Moyennage du déplacement sur une séquence avec prise en compte de la direction de la compression
- Nouvelle cartographie pour visualiser les tumeurs

- **Outil**

- Images RF de simulation et expérimentales (sur fantôme et sur thyroïde)

Motivation

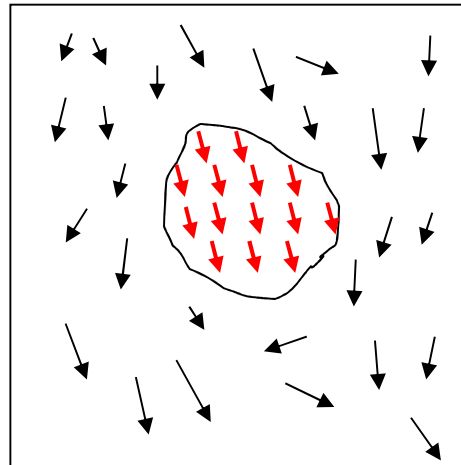
- Schéma de compression *main libre* des tissus



$$i(x_1, x_2, t+1) = i(x_1 + u(x_1, x_2, t), x_2 + v(x_1, x_2, t), t)$$

Motivation

- Hypothèse biologique : tumeur plus dure que le milieu englobant
- Hypothèse physique : homogénéité des vecteurs de déplacement à l'intérieur d'une tumeur
 - Au cours de la compression des tissus



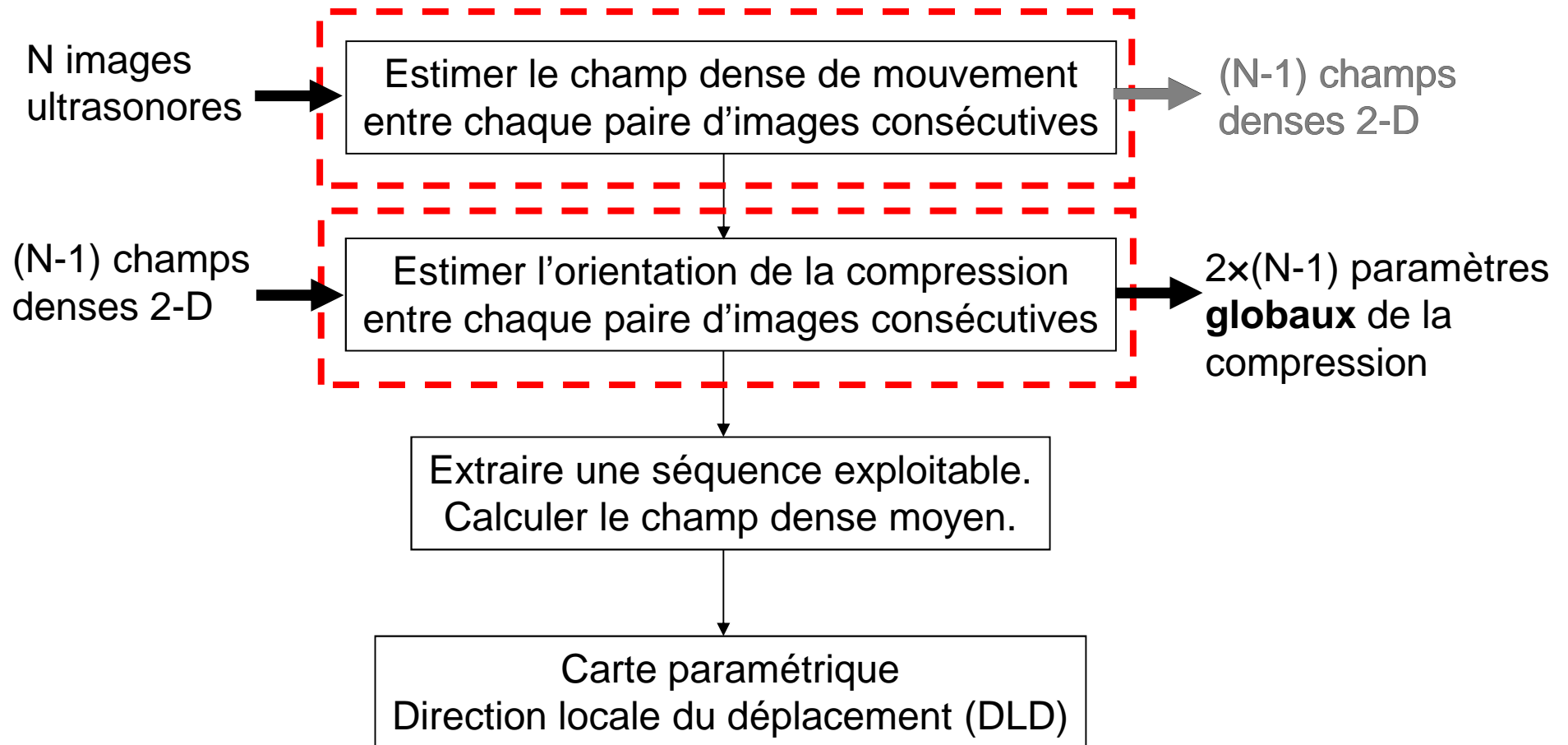
- Paramètre choisi : orientation des vecteurs de déplacement

Méthode proposée

Entrée

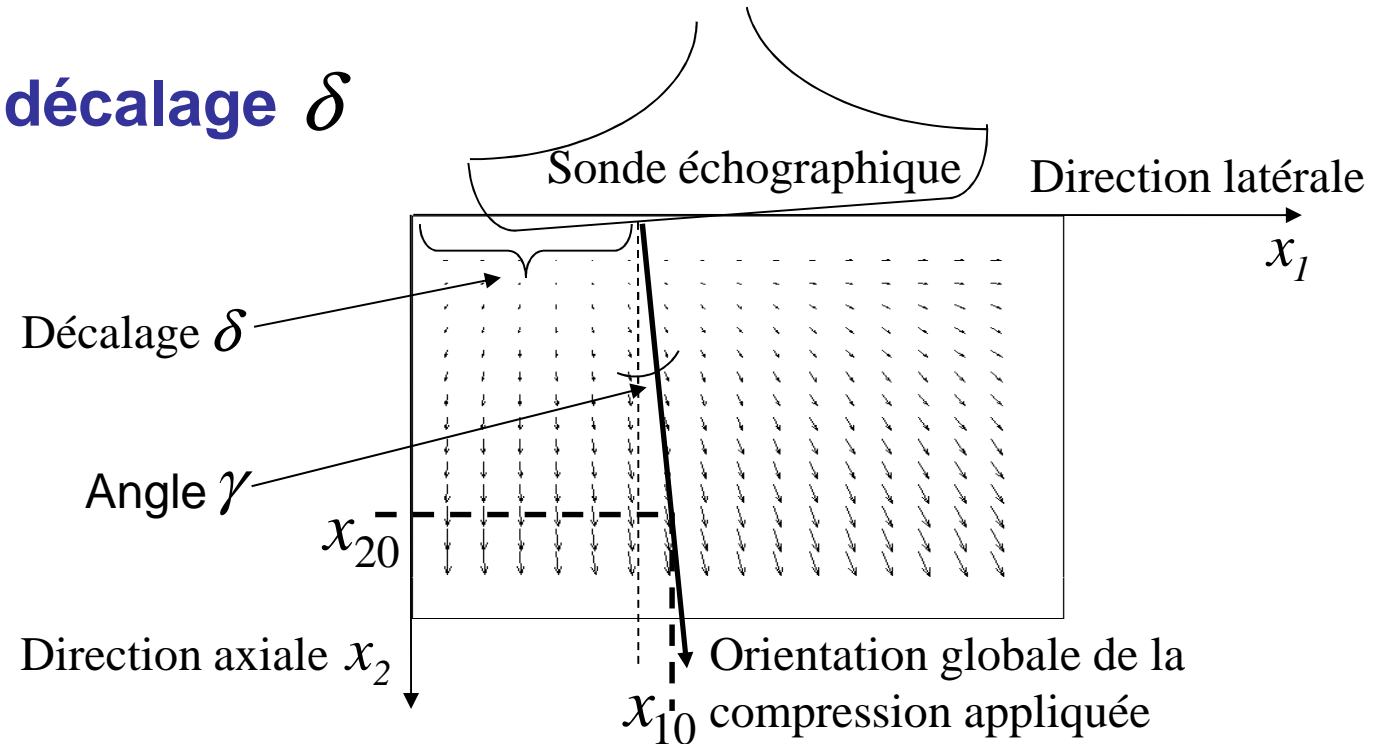
Traitement

Sortie



Orientation globale de la compression

- Angle γ et décalage δ



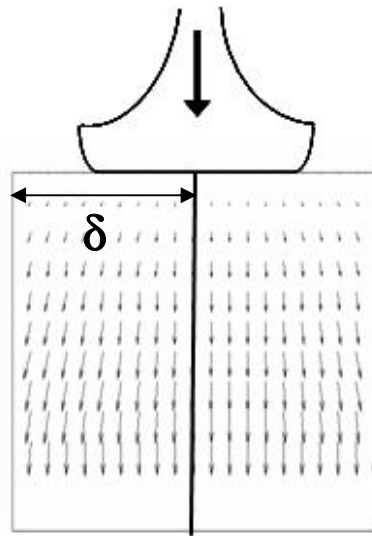
- **Hypothèse** : la direction principale de la compression passe par les points qui ont subi le déplacement latéral le plus faible (pour chaque profondeur)
- Pour une profondeur x_{20}

$$x_{10} = \arg \min_{x_1} (|u(x_1, x_{20}, t)|)$$

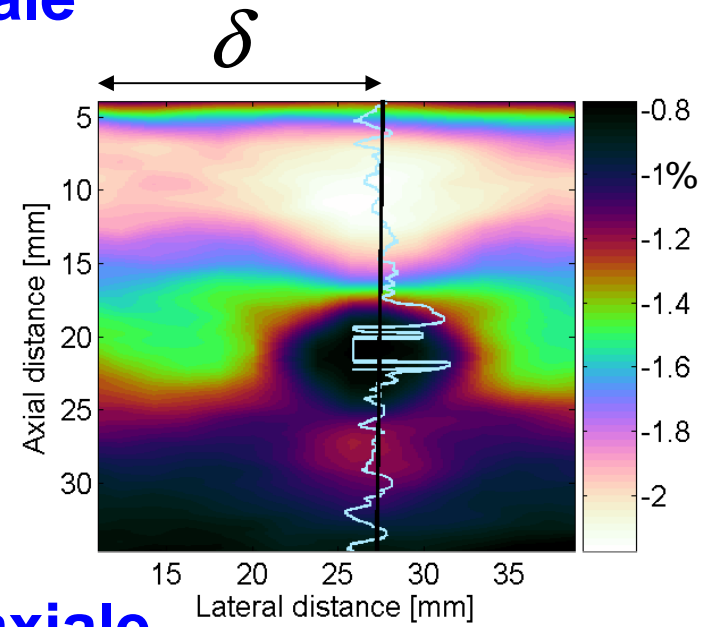
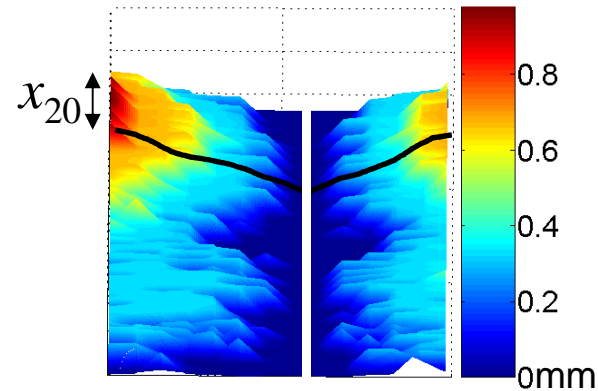
- **Régression linéaire**

$$x_2 = x_1 \cdot \gamma(t) + \delta(t)$$

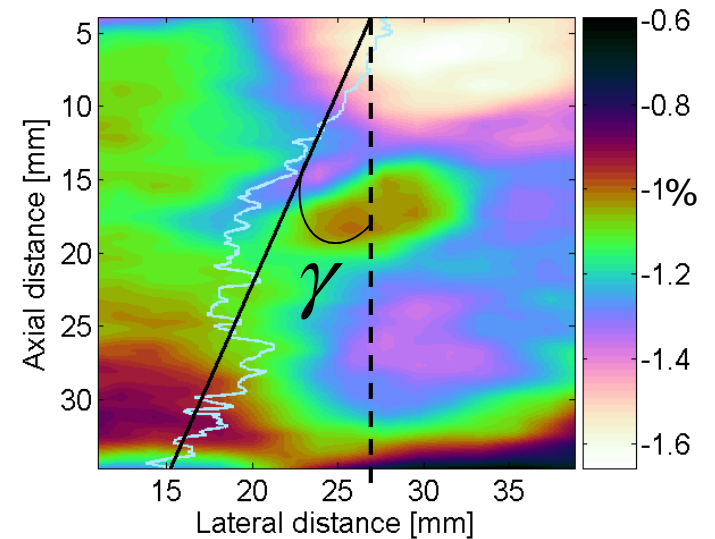
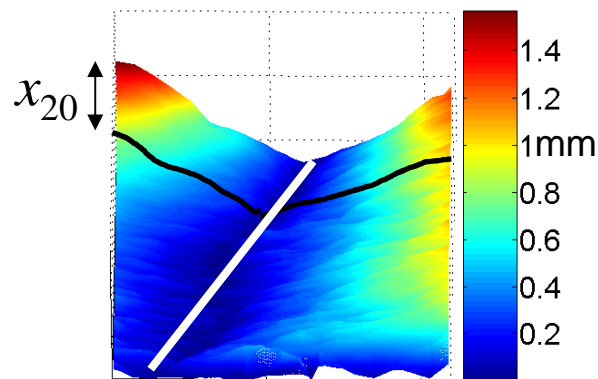
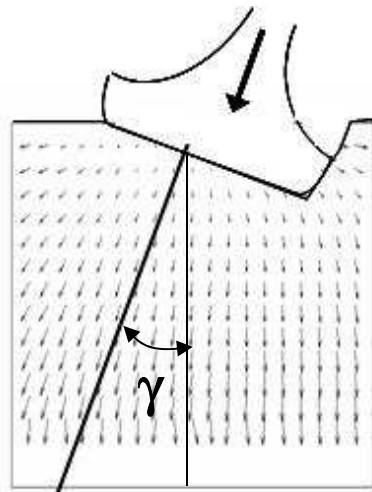
Exemple



Compression axiale



Compression non-axiale

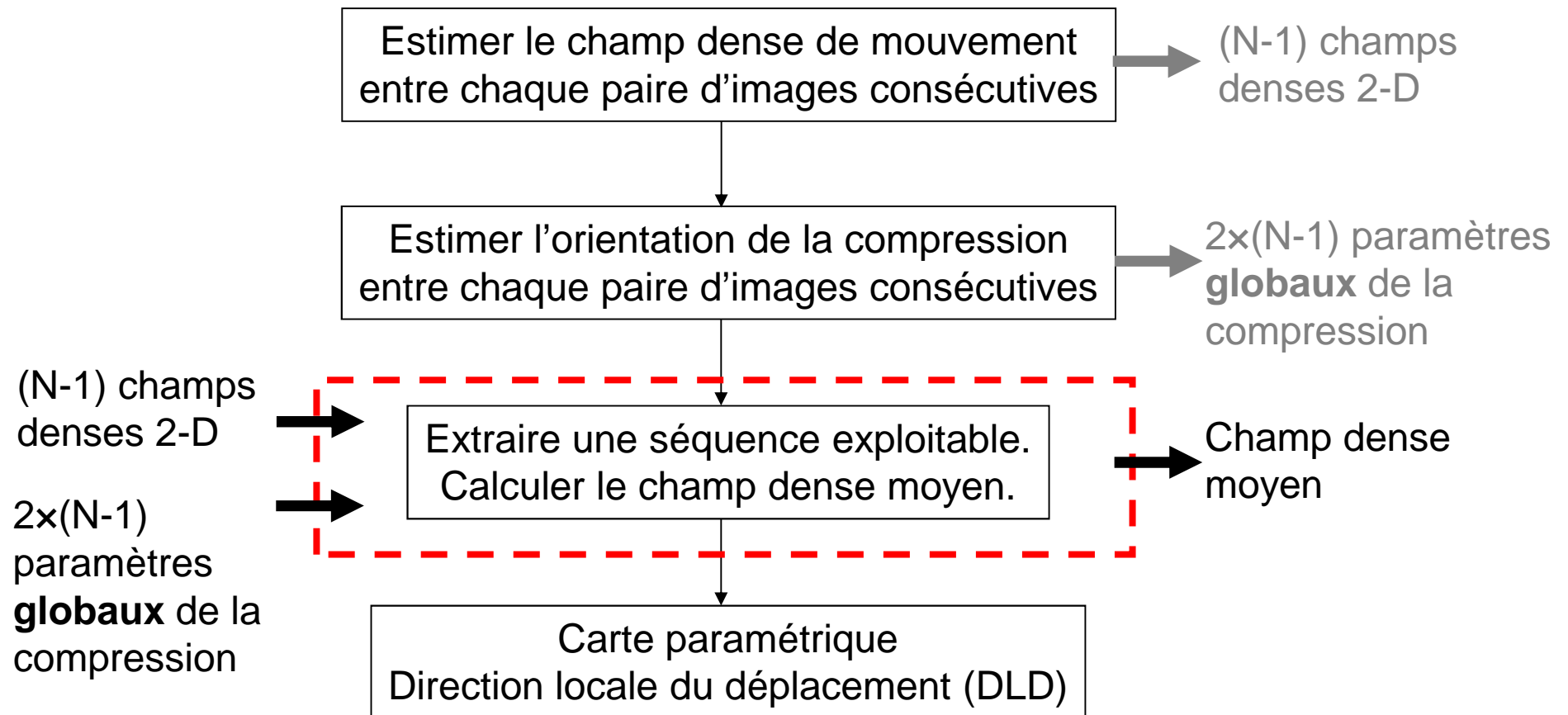


Méthode proposée

Entrée

Traitement

Sortie



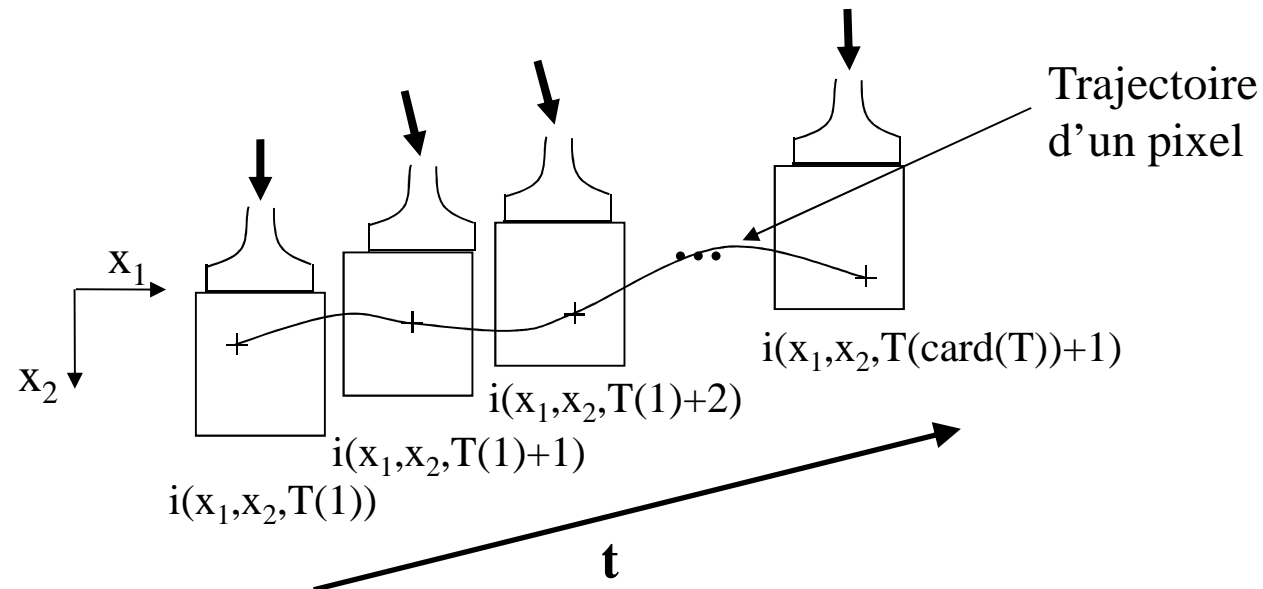
Champ dense moyen

- **Trier la séquence**

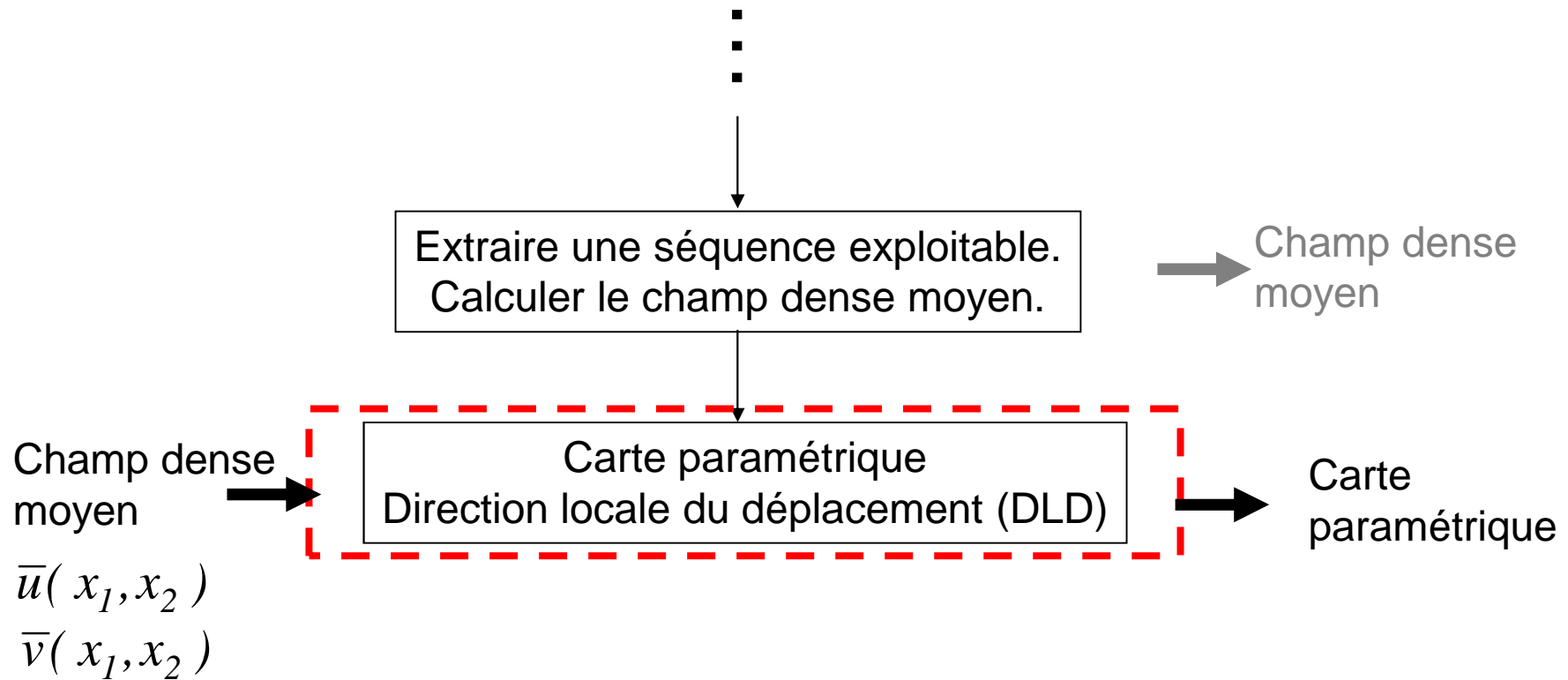
- L'angle γ soit le plus petit possible
 - Le décalage δ soit le plus proche de la mi-largeur
 - Garder une séquence de T images
- } Seuils fixes

- **Déplacement moyen le long de la trajectoire**

- Dans les deux directions (axiale et latérale)



Carte paramétrique

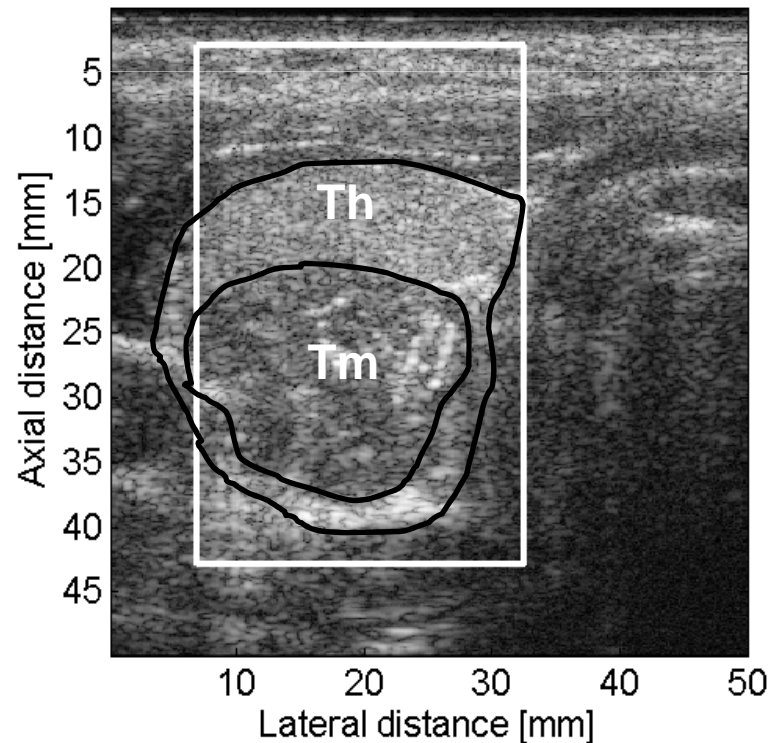


$$DLD(x_1, x_2) = \frac{\bar{u}(x_1, x_2)}{\bar{v}(x_1, x_2)}$$

Résultats sur thyroïde

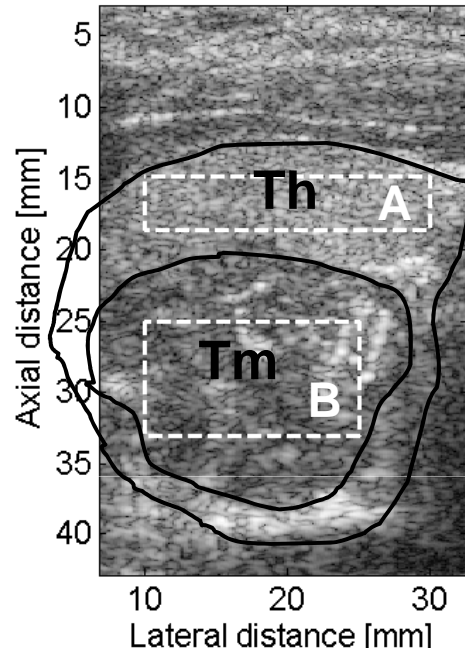
- Images acquises in-vivo sur un patient atteint d'un cancer thyroïdien
 - Séquence de 10 images acquise avec un échographe Siemens Elegra
 - Compression *main libre* avec la sonde échographique
 - Contours tracés par le médecin sur les images mode B

Th – thyroïde
Tm - tumeur

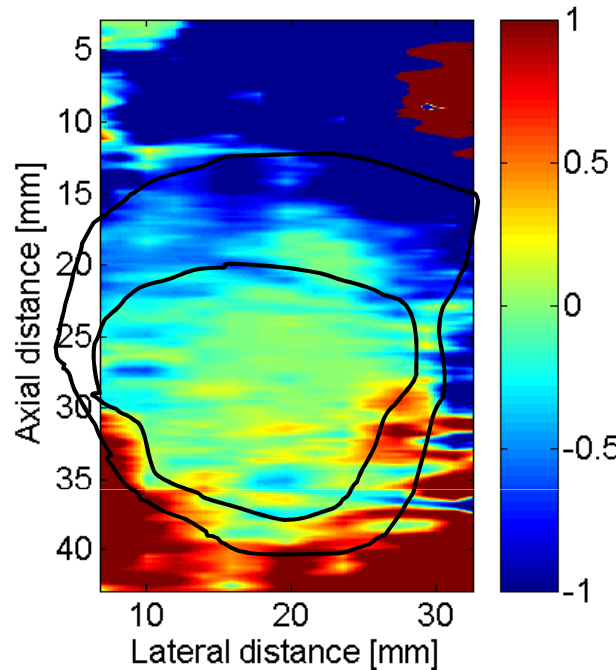


Résultats

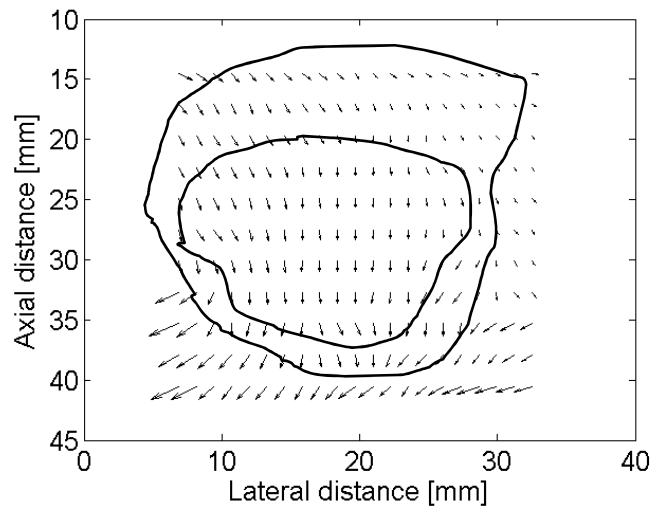
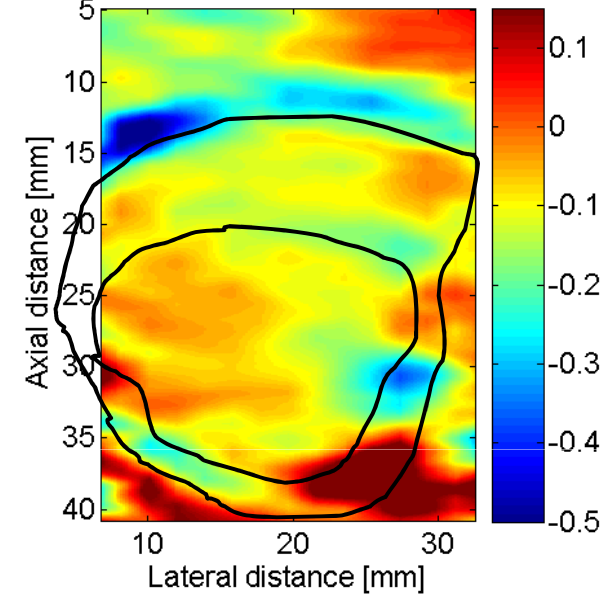
Image mode B



DLD



Déformation axiale (%)



	Mode B	DLD	Elastogramme classique
CNR	0.53	1.6	0.63

Séquences : conclusion

- **Estimation du mouvement adaptée à l'élastographie *main libre***
 - Estimation de l'orientation globale de la compression
 - Tri de la séquence
 - Calcul du champ dense moyen de mouvement
- **Nouvelle carte paramétrique adaptée à l'élastographie de la thyroïde**
 - Meilleure discrimination entre la tumeur et la thyroïde (CNR ~3,5 fois plus grand que sur les élastogrammes classiques)
- **1 article**
 - [Basarab et al., VLSI (Springer), 2008]
- **1 conférence**
 - IEEE ISBI '08

1 - Introduction

2 - Etat de l'art

3 - Contributions scientifiques

4 - Conclusions et perspectives

Conclusions

- **Estimation du mouvement basée sur la phase des signaux**
 - Images RF 2-D
 - Adaptée à l'estimation subpixélique
- **Mise en correspondance de blocs déformables**
 - Prise en compte de la complexité spatiale du mouvement
- **Estimation dans des séquences d'images**
 - Tri de la séquence (orientation de la compression)
 - Moyennage du déplacement
 - Nouvelle cartographie pour discriminer les tumeurs thyroïdiennes
- **Validation des méthodes sur des données de simulation et expérimentales**

Perspectives

- **Mettre en œuvre la méthode PBM sur l'échographe Ultrasonix**
- **Etendre la méthode PBM en trois directions**
- **Complexifier le modèle des translations rigides**

- **Tester les méthodes sur d'autres organes**
- **Régularisation (spatio) temporelle du mouvement**
- **Prendre en compte des a priori (de forme et sur le mouvement à estimer)**

Estimation du mouvement dans des séquences d'images échographiques : application à l'élastographie de la thyroïde

Thèse de doctorat

Adrian Basarab

Directeurs de thèse : Philippe Delachartre et Vasile Buzuloiu

Co-tutelle de thèse avec l'UPB

10 septembre 2008

Publications dans des revues internationales avec comité de lecture

Acceptées

- [Basarab 08d] A. Basarab, H. Liebgott, F. Morestin, A. Lychshik, T. Higashi, R. Asato, P. Delachartre. A method for vector displacement estimation with ultrasound images and its application for thyroid nodular disease. *Medical Image Analysis*, vol.12, n°3, p. 259-274, 2008.
- [Basarab 08c] A. Basarab, A. Lyshchik, C. Grava, V. Buzuloiu, P. Delachartre, Ultrasound image sequence registration and its application for thyroid nodular disease, *The Journal of Signal Processing Systems, Springer*, special issue on Biomedical Imaging, sous press, 2008.
- [Liebgott 08] H. Liebgott, A. Basarab, P. Gueth, C. Cachard, P. Delachartre. Lateral RF images synthesis using synthetic aperture imaging technique. *IEEE UFFC*, vol.55, n°9, p. 2097-2103, 2008.
- [Basarab 08b] A. Basarab, H. Liebgott, P. Delachartre. Analytic estimation of subsample spatial shift using the phases of multidimensional analytical signals. *IEEE Transactions on Image Processing*, accepté sous corrections mineures, 2008.

En révision

- [Basarab 08a] A. Basarab, P. Gueth, H. Liebgott, P. Delachartre. Phase-based block matching and its application to motion estimation with specific RF images. *IEEE UFFC*, en révision, 2008.
- [Duboeuf 08] F. Duboeuf, H. Liebgott, A. Basarab, E. Brusseau, P. Delachartre, D. Vray. A simple reliable technique for static Young's modulus measurement of tissue-mimicking materials. *Medical Physics*, en révision, 2008.

Conférences avec actes

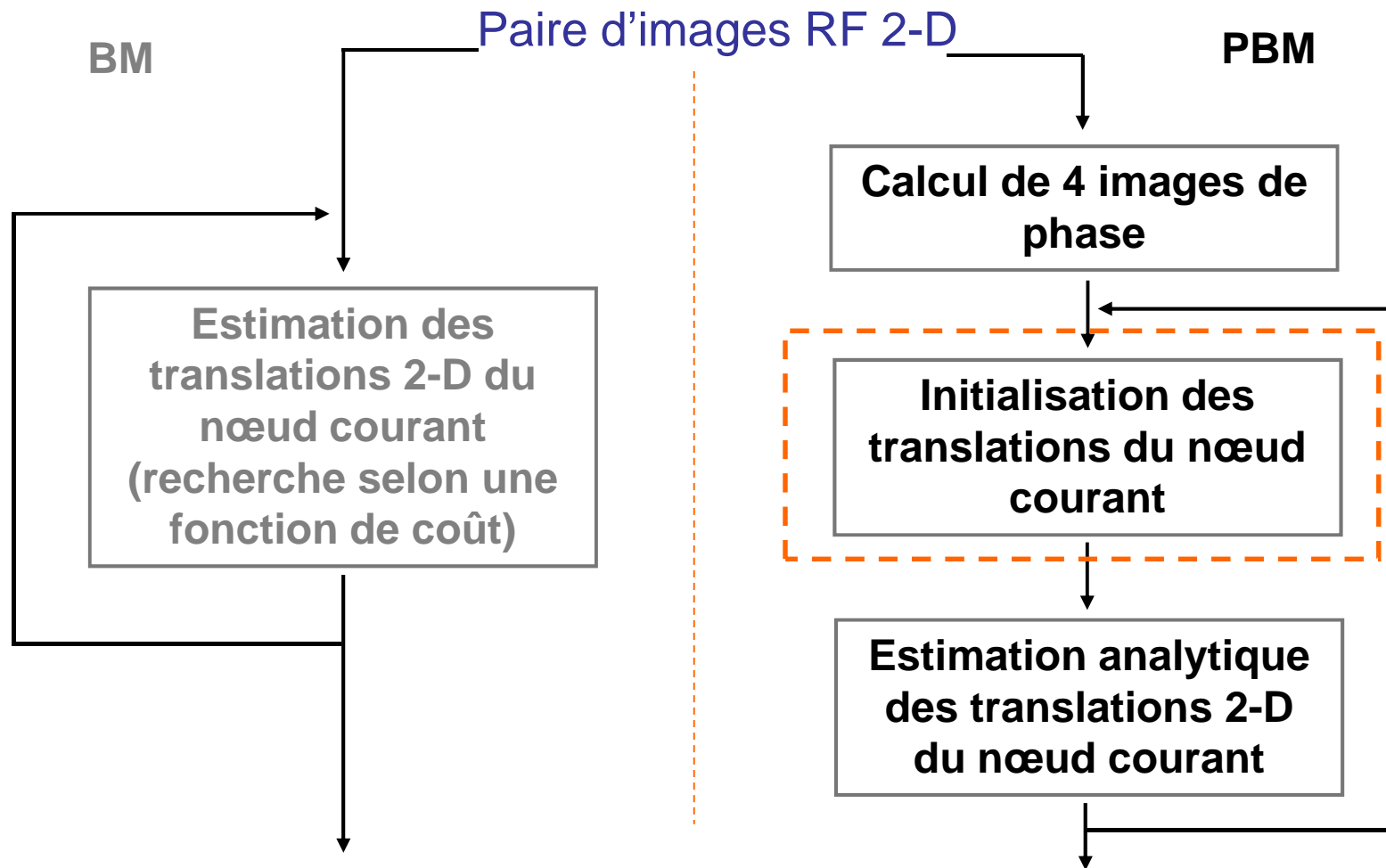
- [Basarab 08] **A. Basarab**, C. Grava, V. Buzuloiu, and P. Delachartre. Multi-frame motion estimation for freehand elastography and its application to thyroid tumor imaging. In **IEEE ISBI**, Paris, France, May 2008.
- [Basarab 07c] **A. Basarab**, W. Aoudi, H. Liebgott, D. Vray, and P. Delachartre. Parametric deformable block matching for ultrasound imaging. In **IEEE ICIP**, San Antonio, USA, September 2007.
- [Basarab 07b] **A. Basarab**, C. Grava, V. Buzuloiu, and P. Delachartre. Estimation de décalages subpixeliques par ajustement de la phase des signaux complexes. In **Gretsi**, Troyes, France, September 2007.
- [Basarab 07a] **A. Basarab**, Pierre Gueth, H. Liebgott, and P. Delachartre. Two-dimensional least-squares estimation for motion tracking in ultrasound elastography. In **IEEE EMBC**, Lyon, France, August 2007.
- [Duboeuf 07] F. Duboeuf, H. Liebgott, **A. Basarab**, E. Brusseau, P. Delachartre, and D. Vray. Static mechanical assessment of elastic Young's modulus of tissue mimicking materials used for medical imaging. In Proc. 29th Int. **IEEE EMBC** 2007, Lyon, France, pages 3450-3453, 2007.
- [Gueth 07] P. Gueth, **A. Basarab**, H. Liebgott, and P. Delachartre. Beamforming techniques for motion estimation in ultrasound elastography. In **IEEE International Ultrasonics Symposium**, New-York, USA, October 2007.
- [Basarab 06] **A. Basarab**, H. Liebgott, C. Grava, and P. Delachartre. Two-dimensional sub-sample estimation using plane phase fitting. In **IEEE ICASSP**, volume 2, Toulouse, France, pages 1152-1155, May 2006.
- [Liebgott 06] H. Liebgott, **A. Basarab**, D. Loizeau, J.E. Wilhjelm, J.A. Jensen, and P. Delachartre. Improved Beamforming for Lateral Oscillations in Elastography Using Synthetic Aperture Imaging. In **IEEE International Ultrasonics Symposium**, Vancouver, Canada, pages 2168-2171, October 2006.

Bibliographie

- [**Ophir 91**] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li. Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues, *Ultrasonic Imaging*, pp. 111-134, 1991.
- [**Pesavento 99**] A. Pesavento, C. Perrey, M. Krueger, H. Ermert. A time-efficient and accurate strain estimation concept for ultrasonic elastography using iterative phase zero estimation. *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 46, N°5, pp. 1057-67, 1999.
- [**Fromageau 03**] J. Fromageau, P. Delachartre. Description of a new strain and displacement estimator for elastography. *IEEE Ultrasonics Symposium*, Vol.2 pp. 5-8, 2003.
- [**Ebbini 06**] E. S. Ebbini. Phase-coupled two-dimensional speckle tracking method. *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 53, N°5, pp. 972-990, 2006.
- [**Lubinski 99**] M.A. Lubinski, E.Y Emelianov, M. O'Donnell. Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short-time correlation. *IEEE Transactions on UFFC*, Vol. 46, N°1, pp. 82-96, 1999.
- [**Jensen 98**] J. A. Jensen and P. Munk. A new method for estimation of velocity vectors. *IEEE Transactions on UFFC*, vol. 45, pp. 837-851, 1998.
- [**Pellot 04**] C. Pellot-Barakat, F. Frouin, M. F. Insana, A. Herment. Ultrasound elastography based on multiscale estimations of regularized displacement fields. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 23, N°2, 2004.
- [**Suhling 05**] M. Suhling, M. Arigovindan, P. Hunziker, M. Unser. Motion analysis of echocardiograms using a local-affine, spatio-temporal model. *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 14, N°4, pp. 525-536, 2005.
- [**Lyshchik 05**] A. Lyshchik et al., Elastic moduli of thyroid tissues under compression, *Ultrasonic Imaging*, vol. 27, N°2, 2005.
- [**Krouskop 97**] E. Krouskop et al., A pulsed Doppler ultrasonic system for making noninvasive measurements of the mechanical properties of soft tissues, *J. Rehabil. Res. Dev*, vol. 24, N°2, 1997.
- [**Sandrin 99**] L. Sandrin et al., Time-resolved pulsed elastography with ultrafast ultrasonic imaging, *Ultrasonic imaging*, vol. 21(4), 1999.
- [**Nightingale 02**] K.R. Nightingale et al., Acoustic radiation force impulse imaging: In vivo demonstration fo clinical feasibility, *UMB*, vol. 28(2), 2002.

- [Horn 81]** Horn, Schunk, Determining optical flow, Artificial Intelligence, vol. 17, 1981.
- [Nagel 86]** H. Nagel et al. An investigation of smoothness constraints for the estimation of displacement vectors from image sequences, IEEE PAMI, vol. 8(1), 1986.
- [Barron 92]** J.L. Barron et al., Performance of optical flow techniques, Int. J. of Computer Vision, vol. 12(1), 1992.
- [Noguchi 99]** Y. Noguchi et al., Fast full search block matching algorithm for MPEG-4 video, ICIP, vol. 1, 1999.
- [Sarrut 07]** D. Sarrut et al., A comparison framework for breathing motion estimation methods from 4-d images, IEEE TMI, vol. 26(12), 2007.
- [Alam 98]** S.K. Alam et al., An adaptive strain estimator for elastography, IEEE UFFC, vol. 45(2), 1998.
- [Brusseau 00]** E. Brusseau et al., Axial strain imaging using a local estimator of the scale factor from RF ultrasound signals, Ultrasonic Imaging, vol. 22(2), 2000.
- [Lindop 08]** J. E. Lindop, Phase-based ultrasonic deformation, IEEE UFFC, vol. 55(1), 2008.
- [Konofagou 98]** Konofagou, Ophir, A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues, UMB, vol. 24(8), 1998.
- [Bohs 00]** L.N. Bohs et al., Speckle tracking for multidimensional flow estimation, Ultrasonics, vol. 38, 2000.
- [Sumi 08]** C. Sumi, Regularization for ultrasonic measurements of tissue displacement vector and strain tensor, IEEE UFFC, vol. 55(4), 2008.
- [Yu 02]** Yu, Acton, Speckle reducing anisotropic diffusion, IEEE IP, vol. 11(11), 2002.

Méthode proposée (PBM)

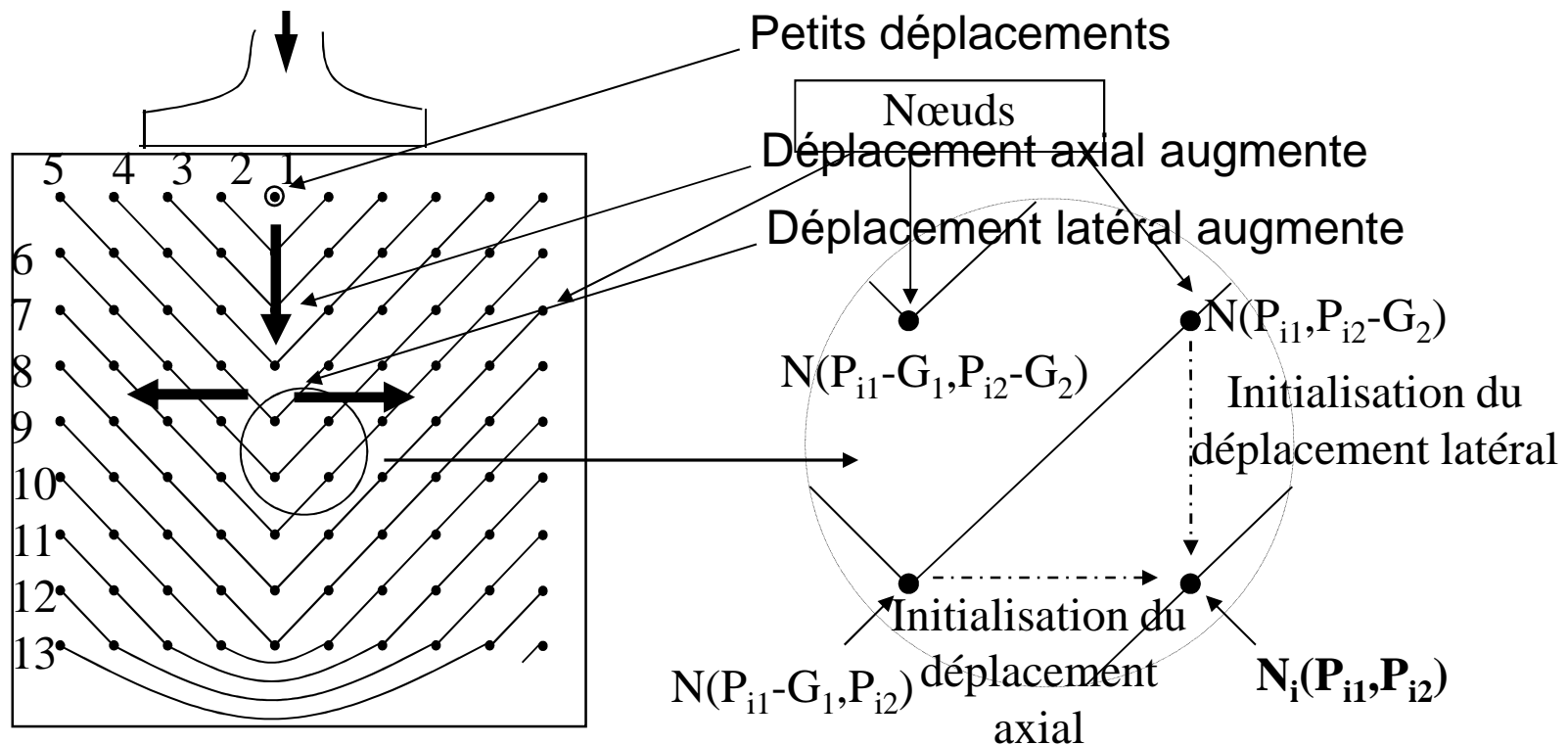


Champ dense de mouvement 2-D

$$i_2(x_1, x_2) = i_1(x_1 + u(x_1, x_2), x_2 + v(x_1, x_2))$$

Parcours des nœuds

- Grille rectangulaire de nœuds de pas (G_1, G_2)
- Parcours en triangle adapté à l'élastographie ultrasonore
- Initialisation des translations du nœud courant N_i
 - Notation : (D_{i1}, D_{i2})



Modèle local

- **Différences de phase**

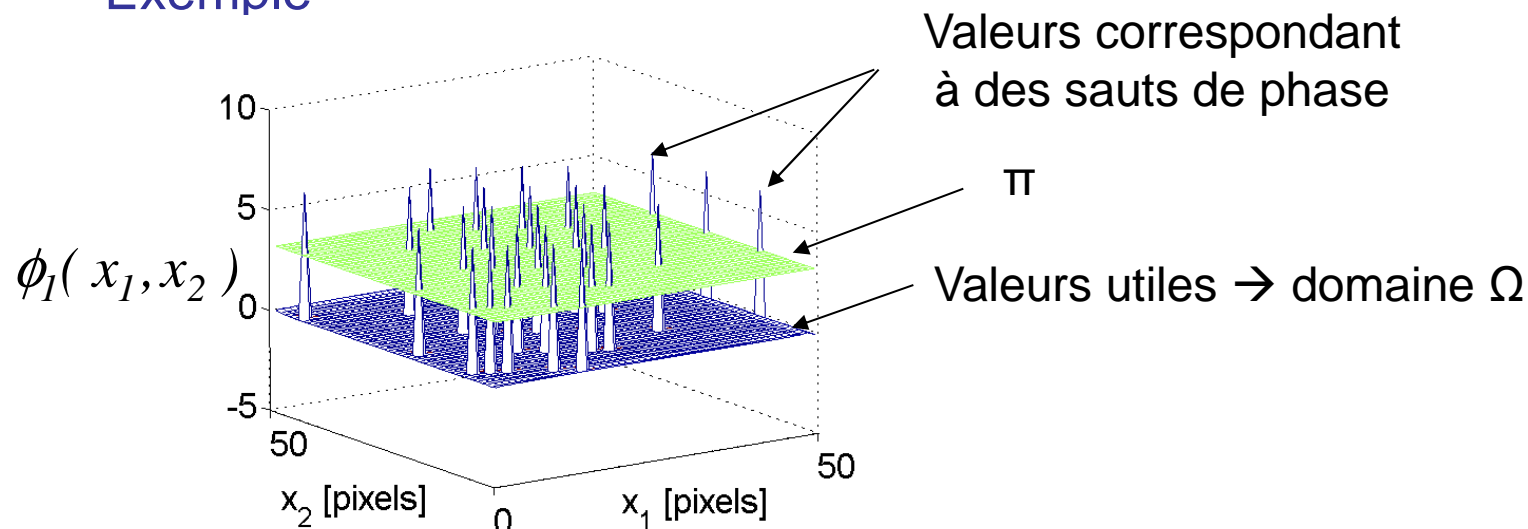
$$\phi_1(x_1, x_2) = 2\pi f_1 d_1 + 2\pi f_2 d_2$$

$$\phi_2(x_1, x_2) = -2\pi f_1 d_1 + 2\pi f_2 d_2$$

- **Élimination des sauts de phase par seuillage**

- Sous l'hypothèse de petits déplacements (rendue possible par l'initialisation)

- Exemple



Estimation analytique des translations

- **Systeme de deux equations avec deux inconnues**

$$\hat{d}_1 = \frac{\bar{\phi}_1 - \bar{\phi}_2}{4\pi f_1} \qquad \hat{d}_2 = \frac{\bar{\phi}_1 + \bar{\phi}_2}{4\pi f_2}$$

- Avec $\bar{\phi}_1$ et $\bar{\phi}_2$ les valeurs moyennes de ϕ_1 et ϕ_2 sur le domaine Ω

- **Estimation finale pour le nœud courant**

- Ajout des déplacements initiaux

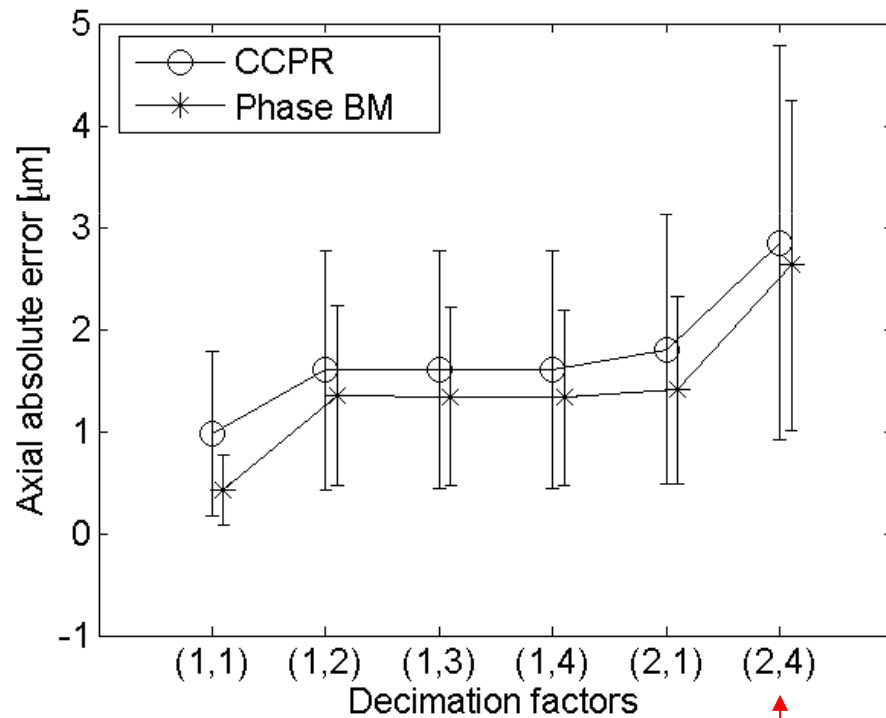
$$d_1 [N(P_{i1}, P_{i2})] = \hat{d}_1 + D_{i1}$$

$$d_2 [N(P_{i1}, P_{i2})] = \hat{d}_2 + D_{i2}$$

Résultats de simulation

- Comparés au **CCPR** pour différents facteurs de décimation des images RF 2-D (axial,latéral)

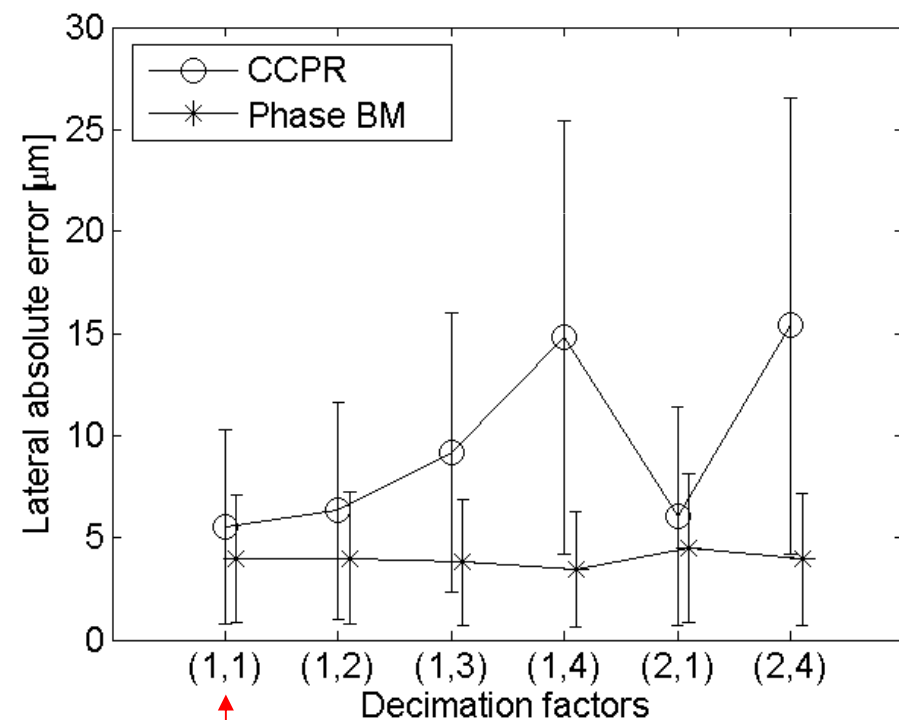
Erreur axiale



Points/période

(5,6)

Erreur latérale

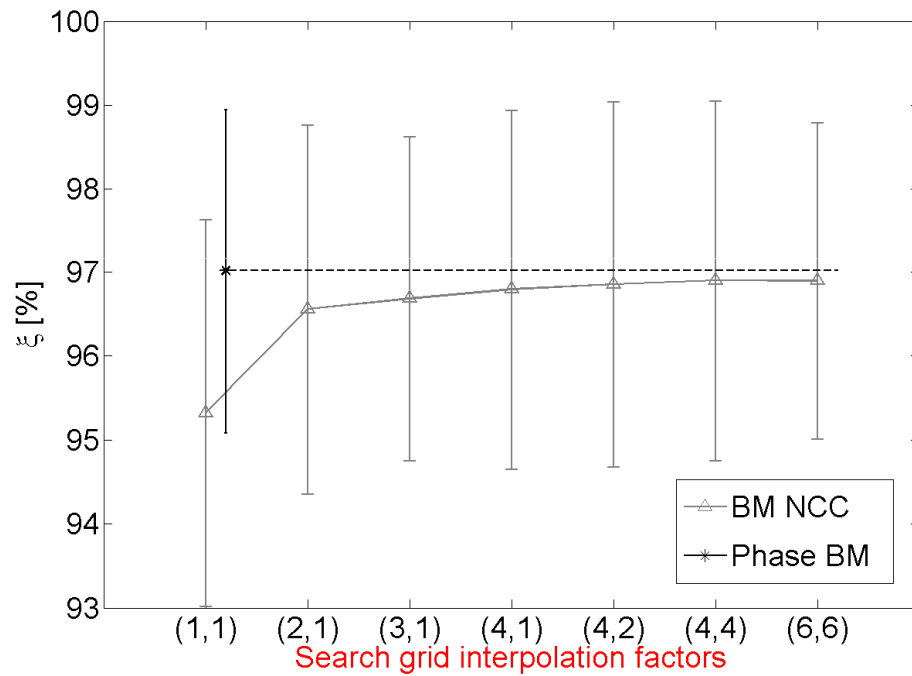


(10,25)

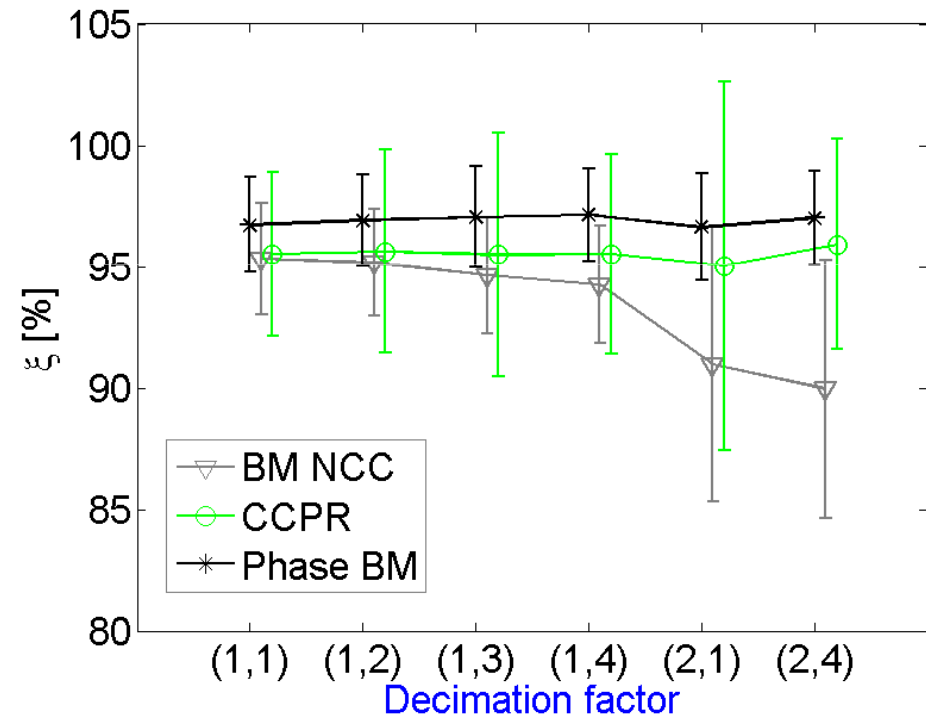
Résultat expérimentaux

- Critère de recalage

Interpolation

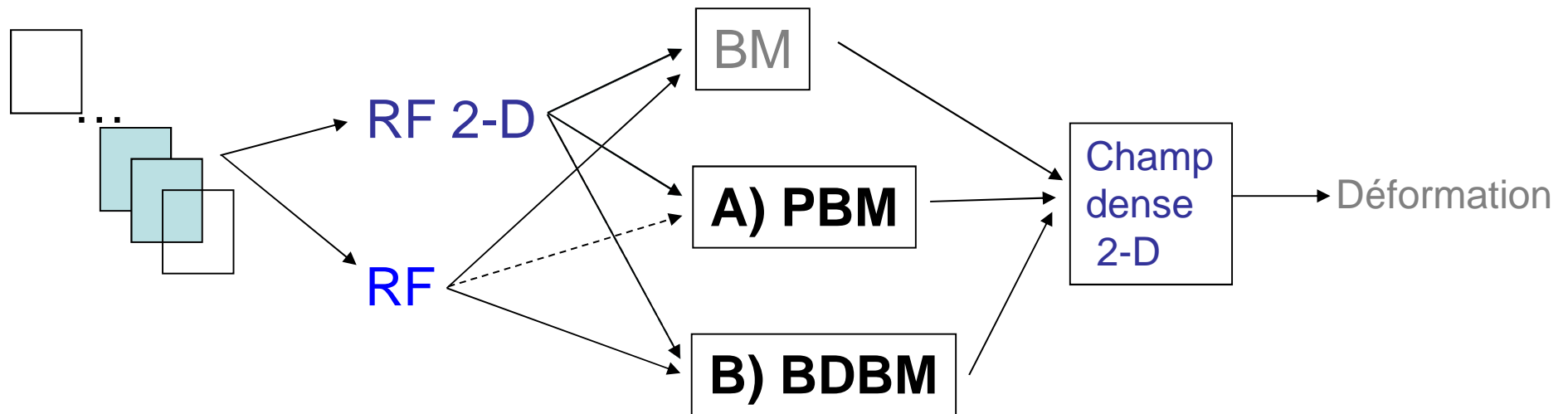


Décimation

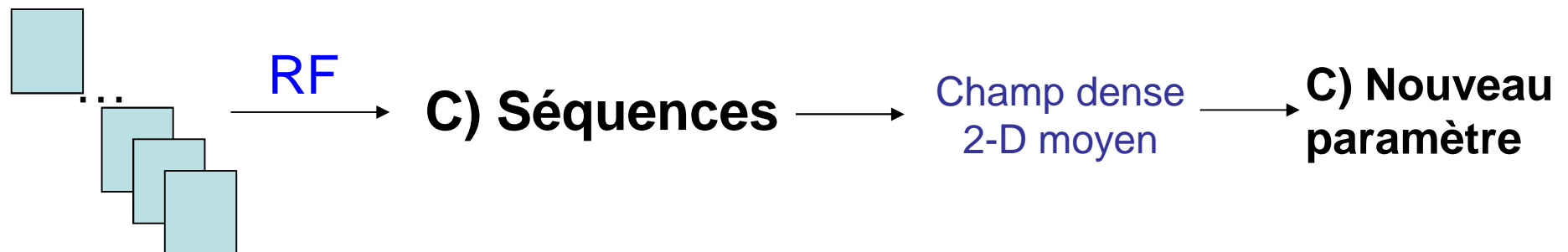


Contributions

- Estimation du mouvement entre une paire d'images



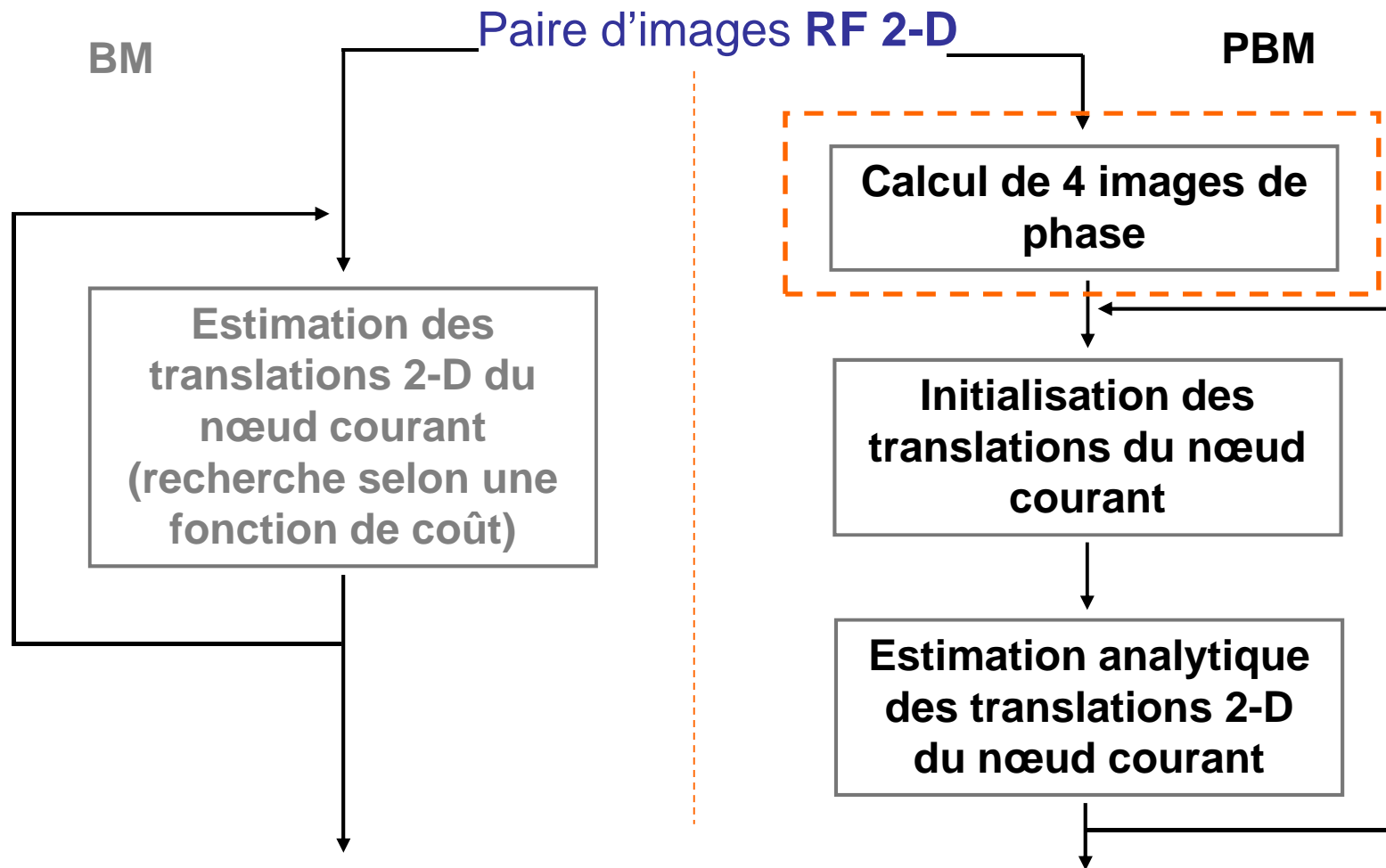
- Estimation du mouvement avec une séquence d'images



Orientations choisies

- **Méthode d'estimation du mouvement adaptée aux images RF 2-D**
 - Exploiter la forme des signaux 2-D issus de ces images
 - Estimateur 2-D subpixélique des translations locales
- **Méthode d'estimation du mouvement basée sur un maillage déformable**
 - Prendre en compte la complexité des mouvements
 - Modélisation paramétrique locale du mouvement
- **Étendre ces méthodes à des séquences d'images**
 - Prendre en compte les spécificités de l'élastographie ultrasonore

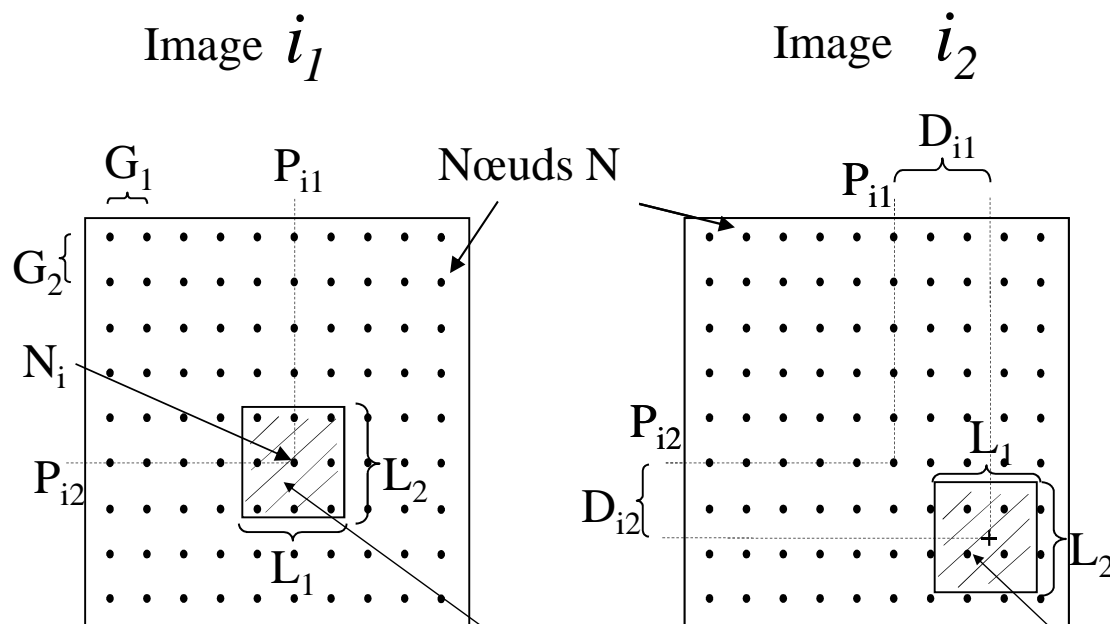
Méthode proposée (PBM)



Champ dense de mouvement 2-D

$$i_2(x_1, x_2) = i_1(x_1 + u(x_1, x_2), x_2 + v(x_1, x_2))$$

Estimation locale des translations



Extraits des images RF 2-D	s_1	s_2
Extraits des images de phase	s_{11} , s_{12}	s_{21} , s_{22}
Différences de phase	I_1	I_2

Estimation locale

- Différences de phase

$$\phi_1(x_1, x_2) = 2\pi f_1 d_1 + 2\pi f_2 d_2$$

$$\phi_2(x_1, x_2) = -2\pi f_1 d_1 + 2\pi f_2 d_2$$

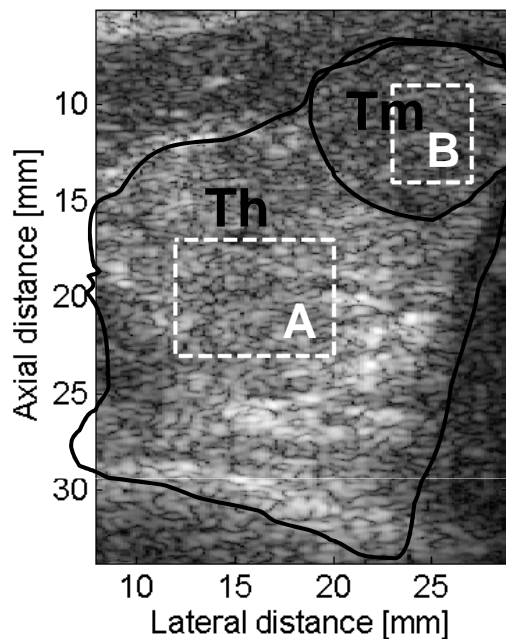
- Système de deux équations avec deux inconnues

$$\hat{d}_1 = \frac{\bar{\phi}_1 - \bar{\phi}_2}{4\pi f_1} \qquad \hat{d}_2 = \frac{\bar{\phi}_1 + \bar{\phi}_2}{4\pi f_2}$$

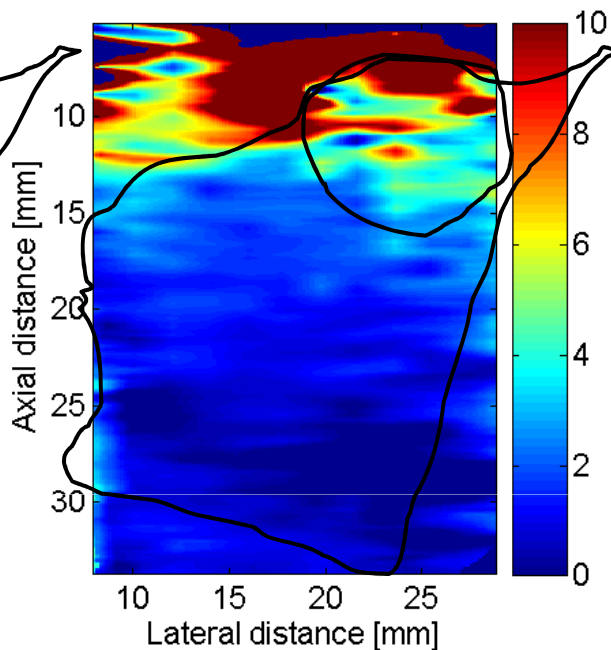
- Avec $\bar{\phi}_1$ et $\bar{\phi}_2$ les valeurs moyennes de ϕ_1 et ϕ_2 sur le domaine de définition des blocs

Résultats sur thyroïde – patient 2

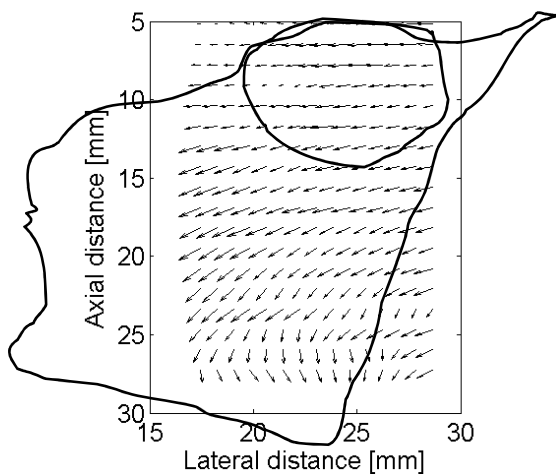
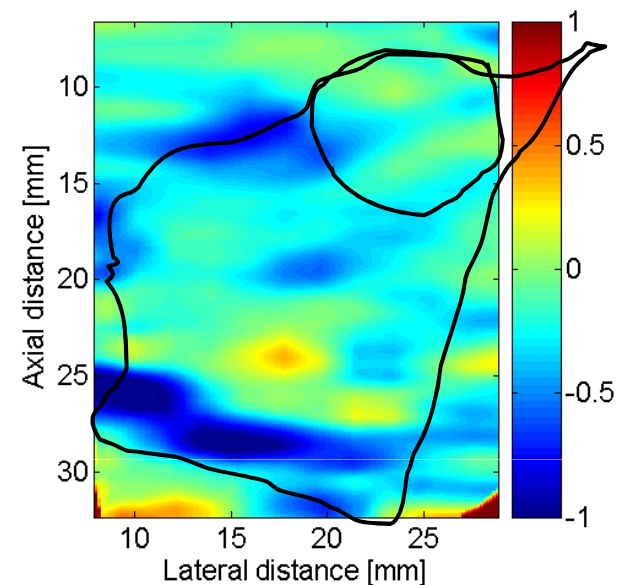
Image mode B



Rapport des déplacements

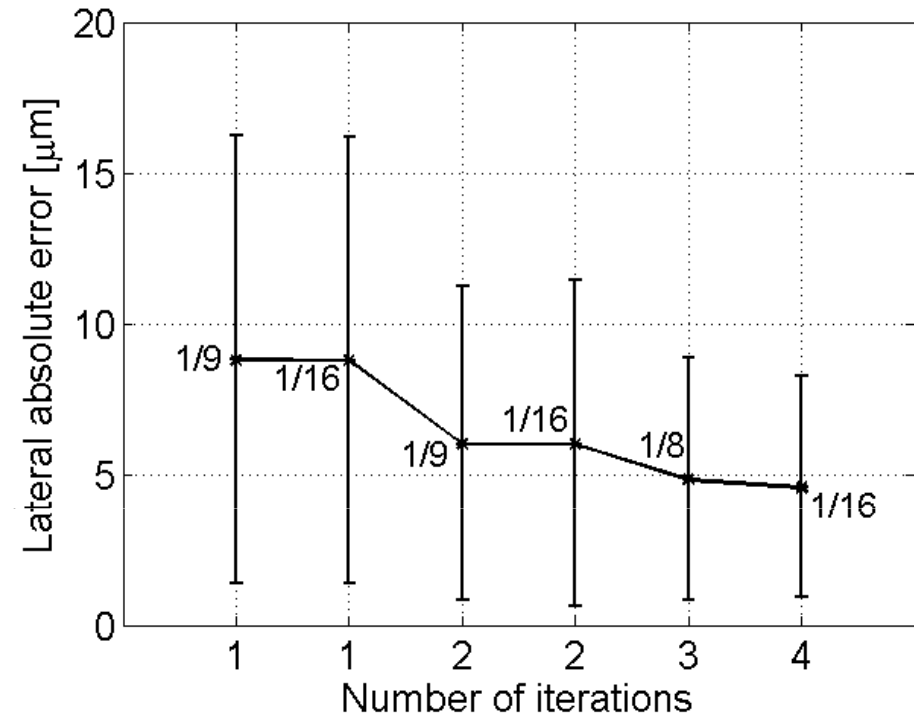
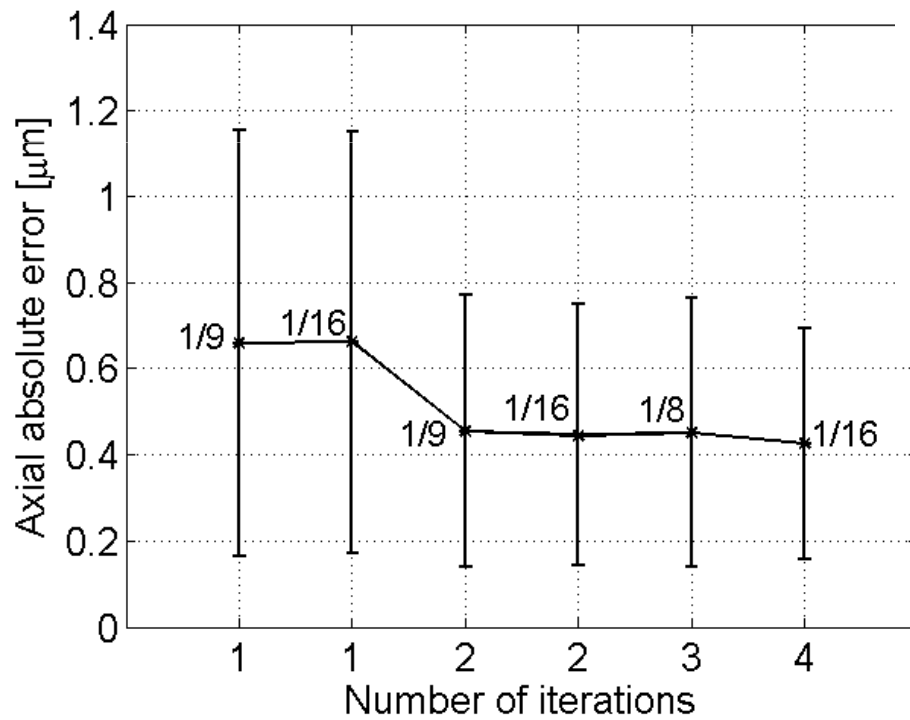


Déformation axiale (%)



	Mode B	Carte proposé	Elastogramme classique
CNR	0.64	1.9	0.62

Convergence BDBM



Paramètres BDBM

