

# Imagerie échographique M-mode ultra-rapide par émissions continues

Axel ADAM Barbara NICOLAS Hervé LIEBGOTT Adrian BASARAB

Centre de Recherche en Acquisition et Traitement de l'Image pour la Santé, 21 Avenue Jean Capelle, 69100 Villeurbanne, France

**Résumé** – L'imagerie échographique repose classiquement sur le paradigme pulse-écho, limitant d'une part la cadence d'imagerie à quelques kHz, et d'autre part, le temps d'interaction entre chaque région du milieu lors du passage de l'impulsion transmise. Or ce dernier ne représente que 1% du temps d'acquisition. Pour y remédier, l'utilisation d'émissions continues a été récemment proposée, permettant d'imager plus de 100 fois plus vite. Nous introduisons un nouveau modèle couplé à une approche par problème inverse afin de pallier la dégradation du contraste et améliorer la résolution axiale sur des données simulées réalistes.

**Abstract** – Ultrasound imaging traditionally follows the pulse-echo paradigm, which first limits frame rate to a few kHz. Second, interaction time between each region and the pulse is only 1% of the acquisition period. To overcome this, continuous-wave emissions have been proposed, enabling 100 times faster imaging. We introduce a new model with an inverse problem approach to reduce image contrast degradation and enhance axial resolution on realistic simulated data.

## Introduction

L'imagerie médicale ultrasonore (US), également appelée échographie, est l'une des modalités d'imagerie les plus utilisées pour caractériser l'anatomie locale en profondeur. Une coupe transversale du milieu est reconstruite en estimant une carte de réflectivité des tissus mous, sans nécessiter de procédure invasive. Souvent utilisée en imagerie cardiaque et foetale, le mode mouvement (ou M-mode) est le suivi au cours du temps d'une structure en profondeur le long d'une ligne unique, formant ainsi une image spatio-temporelle où chaque colonne représente une version du milieu dans la direction de l'axe ultrasonore à un instant donné.

À cette fin, la plupart des protocoles d'acquisition reposent sur le paradigme du pulse-écho (PE) en raison de sa capacité directe à identifier les structures tissulaires en profondeur comme illustré sur la Figure 1. Cette approche repose sur l'émission dans le milieu d'une courte impulsion de durée notée  $T_{pulse}$  : le temps de vol quantifié dans le signal reçu permet de localiser les structures échogènes et obtenir une représentation unidimensionnelle du milieu (en jaune). Cepen-

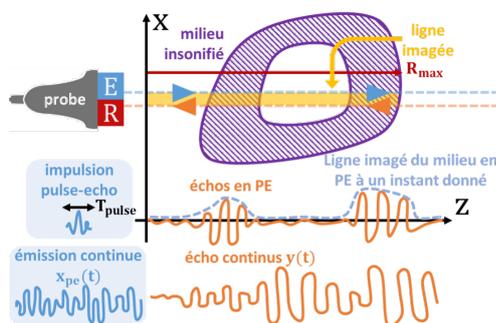


FIGURE 1 : Imagerie d'une ligne du milieu (en jaune) par pulse-écho et par émission continue en configuration single-input-single-output (un émetteur et un récepteur).

dant, les méthodes existantes basées sur le PE sont confrontées à deux limitations majeures lorsqu'elles doivent capturer des événements courts ou rapides. Tout d'abord, pour éviter les artefacts d'ambiguïté de distance [1], la fréquence de répétition des impulsions (PRF - pulse repetition frequency)  $f_{pe}$ , proportionnelle à la fréquence d'imagerie, est majorée par le

temps de trajet aller-retour maximal que peut effectuer l'onde de l'émetteur au récepteur :  $f_{pe} \leq 2 \frac{R_{max}}{c}$ . Ici,  $R_{max}$  est la profondeur maximale du milieu et  $c$  la célérité de l'onde dans le milieu, supposée constante. Ensuite, la brièveté de l'impulsion émise, notée  $T_{pulse}$ , entraîne une période relativement longue sans production d'échos provenant des différentes régions du milieu : sur chaque période de PRF  $T_{pe} = \frac{1}{f_{pe}}$ , aucune information provenant du milieu n'est générée pendant une durée  $T_{pe} - T_{pulse}$ , avec  $T_{pe} \gg T_{pulse}$ . Pour repousser ces limites, l'imagerie ultra-rapide a été proposée ( $f_{pe} \geq 1kHz$ ). Elle s'appuie sur des schémas d'émission spécifiques ou des impulsions modulées, mais n'excède pas la dizaine de kHz [2, 3, 4].

Récemment l'insonification continue du milieu (CEUI - Continuous Emission Ultrasound Imaging) [5, 6] a permis d'atteindre sur des exemples simples, une résolution temporelle plus de 100 fois supérieure aux méthodes ultra-rapides. La méthode CEUI, bien que permettant d'obtenir une image M-mode hautement résolue temporellement, fait l'objet d'un compromis entre le contraste de l'image obtenue et sa résolution, à la fois temporelle et axiale (dans la direction de propagation de l'onde). Nous proposons ici deux contributions significatives pour la reconstruction du M-mode par émissions continues afin de surmonter ces limitations.

Dans un premier temps, la section 1 présente une formalisation originale du problème direct pour décrire le comportement d'un milieu évoluant rapidement en comparaison de la durée  $T_{pe}$  et étant en interaction permanente avec l'onde émise. Cela permettra d'estimer conjointement tous les pixels du M-mode, contrairement à CEUI [5], qui traite chaque colonne indépendamment, sans assurer de cohérence entre les profondeurs. Ainsi, la séparation des contributions issues du mélange spatio-temporel chaotique des échos ne prend pas en compte la cohérence du milieu.

La section 2 décrit la reconstruction par problème inverse basée sur le modèle proposé. Cette méthode permet l'ajout d'informations a priori sur le milieu et sa dynamique. La méthode sera validée sur des données simulées réalistes avec le modèle décrit dans [5] : cela permet, à l'inverse des simulateurs US conventionnels, de générer du mouvement dans le milieu en même temps qu'il interagit avec le signal émis.

# 1 Modèle direct

## 1.1 Milieu temporel invariant

Les données sont acquises comme illustré par la Figure 1 grâce à un dispositif single-input-single-output (SISO) composé d'un élément piézo-électrique permettant l'insonification du milieu et excité en continu par un signal  $e(t)$ , ainsi qu'un autre élément enregistrant les échos produits  $y(t)$  en continu. Conventionnellement, sur chaque période  $T_{pe}$  où une courte impulsion est émise, la réponse du milieu est supposée linéaire et invariante dans le temps (LTI - linear temporal invariant) pour une profondeur donnée. Cette hypothèse est pertinente car chaque portion du milieu n'interagit que brièvement avec l'impulsion de durée  $T_{pulse}$ . Cela mène à l'équation (1) où  $M(r)$  est la réponse du milieu à une profondeur donnée, supposée stationnaire :

$$y(t) = \int_0^{R_{max}} x_{pe}(t - 2\frac{r}{c}) \cdot h_{att}(r) \cdot M(r) dr \quad (1)$$

avec  $x_{pe}(t)$  le signal d'excitation  $e(t)$  convolué doublement à la réponse impulsionnelle des éléments piézoélectrique,  $h_{att}$  est la fonction d'atténuation due à la propagation de l'onde dépendant de la distance  $r$ . A noter que  $t - 2\frac{r}{c}$  est l'instant d'émission interagissant avec la profondeur  $r$  et dont l'écho est réceptionné à l'instant  $t$ .

## 1.2 Milieu stationnaire par morceaux

L'imagerie US par émissions continues a pour but d'imager avec une résolution temporelle plus fine que  $T_{pe}$ , l'hypothèse d'un milieu LTI n'est donc plus pertinente. De plus, il n'y a plus de période caractéristique comme en mode PE, car l'interaction avec le milieu est permanente et permet un choix arbitraire de la cadence à laquelle la représentation du milieu est mise à jour. Revenons donc dans un premier temps au modèle décrit précédemment (1) pour un milieu variable au cours du temps comme décrit dans l'équation (2) :

$$y(t) = \int_0^{R_{max}} x_{pe}(t - 2\frac{r}{c}) \cdot h_{att}(r) \cdot M(r, t - \frac{r}{c}) dr \quad (2)$$

où  $t - \frac{r}{c}$  est l'instant de rétrodiffusion du milieu à la profondeur  $r$  et contribuant à l'écho enregistré à l'instant  $t$ . Une discrétisation adaptée à la fréquence  $f_s$  (la fréquence d'échantillonnage du système) est donnée comme suit : chaque ligne du milieu est définie en  $L$  pixels indicés par  $l$ , tels que  $r_l = l\frac{c}{2f_s}$  ; le temps est indicé par  $n$  tels que  $t_n = \frac{n}{f_s}$ . L'équation (2) devient :

$$y[n] = \sum_{l=1}^L x_{pe}[n - l] \cdot h_{att}[l] \cdot M[l, n - \frac{l}{2}] \quad (3)$$

A noter qu'il est impératif que la résolution spatiale finale soit inférieure ou égale à  $\frac{c}{2f_s}$  afin de décrire correctement l'interaction de chaque échantillon émis avec le milieu.

Un modèle direct basé sur l'équation (3) imposerait d'estimer le milieu à chaque période d'échantillonnage  $T_s = \frac{1}{f_s}$ , c'est-à-dire à plusieurs dizaines de MHz. Cela augmente de façon excessive le nombre d'inconnues à estimer au regard du nombre d'observations. Qui plus est, la cadence d'imagerie n'a pas nécessairement besoin d'atteindre cet ordre de grandeur. Nous introduisons une nouvelle hypothèse pour réduire

la dimensionalité du problème et renforcer la robustesse de l'estimation : le milieu est supposé LTI par morceaux sur une durée fixée à  $\Delta T_s$ , avec  $\Delta T_s \ll T_{pe}$ . Cette hypothèse est considérée aux instants discrétisés de reconstruction  $n$ , où, en définissant  $\mathcal{I}_\Delta = \llbracket -\lfloor \frac{\Delta}{2} \rfloor, \lfloor \frac{\Delta}{2} \rfloor \rrbracket$ , la réponse du milieu vérifie :

$$\forall n' \in \mathcal{I}_\Delta, M[l, n + n' - \frac{l}{2}] = M[l, n - \frac{l}{2}] \quad (4)$$

## 1.3 Formalisme matriciel

L'hypothèse décrite équation (4) permet de formuler le problème direct pour une fenêtre d'observation  $\mathbf{y}_{n_\Delta}$  centrée sur l'instant discrétisé  $n(n_\Delta) = \lfloor \frac{\Delta}{2} \rfloor + (n_\Delta - 1) \cdot s_\Delta$ , avec  $s_\Delta$  la résolution temporelle discrétisée de l'image M-mode désirée :

$$\mathbf{y}_{n_\Delta} = \mathbf{X}_{n_\Delta} \cdot \mathbf{H} \cdot \mathbf{m}_{n_\Delta} \quad (5)$$

avec :

- $\mathbf{m}_{n_\Delta} = (M(r_l, t_{n(n_\Delta) - \frac{m}{2}}))_{l \in \llbracket 1, L \rrbracket}$ , une colonne du M-mode à estimer,
- $\mathbf{H} = \text{diag}((h_{att}(r_l))_{l \in \llbracket 1, L \rrbracket})$  la matrice d'atténuation du milieu pour chaque profondeur  $r_l$  imagée,
- $\mathbf{y}_{n_\Delta} = (y(t_{n(n_\Delta) + n'}))_{n' \in \mathcal{I}_\Delta}$  est un segment du signal d'écho reçu,
- $\mathbf{X}_{n_\Delta}$  contient sur chaque colonne  $l \in \llbracket 1, L \rrbracket$ , les émissions atteignant chaque  $r_l$  et contribuant à  $\mathbf{y}_{n_\Delta}$ , tel que  $\mathbf{x}_m = (x_{pe}(t_{n(n_\Delta) + n' - l}))_{n' \in \mathcal{I}_\Delta}$ .

En étendant le modèle décrit par l'équation (5) par fenêtrage glissant de largeur  $\Delta$  et de pas  $s_\Delta$  pour former un ensemble de  $N_\Delta$  segments d'observations à reconstruire  $(\mathbf{y}_{n_\Delta})_{n_\Delta \in \llbracket 1, N_\Delta \rrbracket}$ , le modèle direct final devient :

$$\mathbf{y} = \mathbf{X} \cdot \mathbf{H}' \cdot \mathbf{m} \quad (6)$$

avec :

- $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^{N_\Delta \cdot \Delta \times 1}$  la concaténation des segments du signal d'échos reçus sélectionnés  $(\mathbf{y}_{n_\Delta})_{n_\Delta \in \llbracket 1, N_\Delta \rrbracket}$ ,
- $\mathbf{X} = \text{diag}((\mathbf{X}_{n_\Delta})_{n_\Delta \in \llbracket 1, N_\Delta \rrbracket}) \in \mathbb{R}^{N_\Delta \cdot \Delta \times N_\Delta \cdot L}$  la matrice diagonale par bloc des émissions,
- $\mathbf{H}' = \mathbf{H} \otimes \mathbf{I}_{N_\Delta \times N_\Delta} \in \mathbb{R}^{N_\Delta \cdot L \times N_\Delta \cdot L}$  la matrice d'atténuation du milieu due à la propagation de l'onde,
- $\mathbf{m} \in \mathbb{R}^{N_\Delta \cdot L \times 1}$  la concaténation des représentations du milieu aux instants de reconstructions espacés de  $s_\Delta \cdot T_s$ .

Les deux hyperparamètres clés du modèle sont  $\Delta$  et  $s_\Delta$ .  $\Delta$  représente la persistance temporelle d'un état du milieu sans variation significative affectant la description du modèle.  $s_\Delta$  définit la résolution temporelle discrète de l'image M-mode et doit être assez grande pour respecter le théorème de Shannon vis-à-vis de la fréquence des déplacements tissulaires. Cependant, un  $s_\Delta$  trop petit augmenterait inutilement la dimensionalité du problème.

# 2 Reconstruction d'image

## 2.1 Problème d'optimisation

A partir du modèle défini à l'équation (6), on peut définir une fonction de coût à minimiser en optimisant le M-mode vectorisé  $\mathbf{m}$  :

$$\min_{\mathbf{m}} \left( \underbrace{\frac{1}{2} \|\mathbf{X}\mathbf{H}'\mathbf{m} - \mathbf{y}\|_2^2}_{f_{\text{diff}}(\mathbf{m})} + \frac{\lambda_t}{2} \|\mathbf{D}_t \mathbf{m}\|_2^2 + \underbrace{\lambda_r \|\mathbf{m}\|_1}_{g(\mathbf{m})} \right) \quad (7)$$

où  $f_{diff}$  est composée de deux termes différentiables : le terme d'attache aux données et une contrainte de variation totale sur les colonnes successives du M-mode pour forcer la cohérence temporelle des différents états du milieu. L'opérateur  $\mathbf{D}_t \in \mathbb{R}^{(N_\Delta-1) \cdot L \times N_\Delta \cdot L}$  est défini tel que :

$$\|\mathbf{D}_t \mathbf{m}\|_2^2 = \sum_{i=1}^{(N_\Delta-1) \cdot L} (m_{i+L} - m_i)^2 \quad (8)$$

Ainsi,  $\lambda_t$  est l'hyperparamètre quantifiant la cohérence temporelle des lignes successives et dépend de la vitesse axiale maximale des structures du milieu et du pas de temps  $s_\Delta$ . Enfin,  $g(\mathbf{m})$  impose à l'image globale d'être parcimonieuse pour retirer un bruit d'estimation dû à la difficulté de démêler les différentes parties de  $x(t)$  compte tenu de la bande passante réduite des éléments piézo-électriques.

## 2.2 Algorithme de reconstruction

La contrainte de parcimonie  $g(\mathbf{m})$  étant non différentiable, ce problème est résoluble par des algorithmes proximaux : nous proposons donc l'algorithme 1, basé sur le *Fast Iterative Shrinkage/Thresholding Algorithm* [7] (FISTA). Usuellement, l'étape *backward* est réalisée en utilisant l'opérateur proximal de la norme  $\ell_1$  (ligne 3) égal à un seuillage doux de paramètre  $\lambda_r$ , de l'image obtenue après le pas d'exploration selon le terme différentiable  $f_{diff}$  (ligne 2). Cette version de l'algorithme est référencée sous le nom "CEUI-L1" et offre, comme montré

---

### Algorithme 1 : Estimation de $\mathbf{m}$ avec FISTA

---

**Entrées :**  $\mathbf{x}$ ,  $(y[n])_n$ ,  $(h_{att}(r_l))_{l \in \llbracket 1, L \rrbracket}$ ,  $\Delta$ ,  $s$ ,  $\lambda_r$ ,  $\gamma$

**Sortie :**  $\mathbf{m}$

**Prétraitement :**  $\mathbf{y}$ ,  $\mathbf{X}$ ,  $\mathbf{H}'$  en fonction de  $s$  et  $\Delta$

**Initialisation :**  $\mathbf{m}^{(1)} = \mathbf{0}$ ,  $\mathbf{z}^{(1)} = \mathbf{0}$ ,  $t^{(1)} = 1$

```

1 pour  $k \in \llbracket 1, K \rrbracket$  faire
2    $\mathbf{z}_{\text{ahead}}^{(k)} \leftarrow \mathbf{z}^{(k)} - \gamma \cdot \nabla f_{diff}(\mathbf{z}^{(k)})$ 
3    $\mathbf{m}^{(k+1)} \leftarrow \text{prox}_{\lambda_r \|\cdot\|_{\ell_1}}(\mathbf{z}_{\text{ahead}}^{(k)})$  ou BM3D( $\mathbf{z}_{\text{ahead}}^{(k)}$ )
4    $t^{(k+1)} \leftarrow \frac{1 + \sqrt{4t^{(k)2} + 1}}{2}$ 
5    $\alpha^{(k)} \leftarrow \frac{t^{(k)} - 1}{t^{(k+1)}}$ 
6    $\mathbf{z}^{(k+1)} \leftarrow \mathbf{m}^{(k+1)} + \alpha^{(k)}(\mathbf{m}^{(k+1)} - \mathbf{m}^{(k)})$ 
7 fin

```

---

dans la sous-section 2.3.2, déjà des gains significatifs mais opère un débruitage sans exploiter les cohérences de chaque estimation courante de  $\mathbf{z}_{\text{ahead}}^{(k)}$ . A noter que  $(y[n])_n$  désigne le signal d'observation discrétisé, différent de  $\mathbf{y}$ , ce dernier étant une concaténation de segments comme précisé dans la section 1.3.

Comme le M-mode est le suivi d'un même milieu au cours du temps, les mêmes structures peuvent être retrouvées à différents instants mais translatées spatialement. C'est pourquoi, on considère également une approche plug-and-play [8], l'opérateur proximal est remplacé par le débruiteur de l'état de l'art block matching 3D filtering (BM3D) [9] avec un écart-type du bruit d'estimation  $\sigma(\cdot)$  adapté à chaque itération. Cet opérateur est non tractable, mais permet d'exploiter les cohérences dans l'image traitée en augmentant la robustesse de la détection du bruit en croisant l'information contenue de différentes ré-

gions locales mais similaires. Cette version de l'algorithme sera appelée par la suite "CEUI-BM3D".

## 2.3 Résultats obtenus

### 2.3.1 Milieu simulé et paramétrage

Similairement à CEUI [5], le signal d'excitation continu discrétisé  $e[n]$  est un bruit blanc gaussien, ainsi le signal se propageant dans le milieu est un bruit blanc filtré dans la bande passante de la sonde échographique, centrée sur la fréquence centrale  $f_c=5\text{MHz}$  (similairement à la sonde *Verasonics L7-4*). Le système échantillonne à une fréquence  $f_s=4 \cdot f_c$ . Le signal d'écho  $y[n]$  est généré grâce au modèle pour un milieu non-stationnaire décrit par l'équation (2).

On considère un milieu similaire à deux parois oscillantes où chacune est respectivement constituée de 100 diffuseurs sur la ligne imagée : cela correspond à 4 fois plus de diffuseurs que testé dans la simulation du kyste dans [5]. Les échogénérités sont tirées aléatoirement selon une loi Gaussienne centrée, et la densité est fixée à 10 diffuseurs par  $\lambda = \frac{c}{f_c}$  sur la ligne. Les deux parois oscillent respectivement à 2.5 et 7.5kHz. L'atténuation est fixée à 0.5 dB/cm/MHz.

Le M-mode de référence PE est obtenu par émission codée avec un code de Barker à 13-bits [10] pour améliorer le rapport-signal-bruit avec un décodage à la réception par filtrage adaptatif, une fréquence d'imagerie  $f_{pe}=7.6\text{kHz}$  en posant  $R_{max}=10\text{cm}$  et  $c = 1540 \text{ m.s}^{-1}$ . La vérité terrain est obtenue en cumulant les trajectoires des diffuseurs pondérées par leur échogénérité sur la grille imagée par la méthode proposée. L'imagerie CEUI [5] est réalisée pour une fenêtre de référence est fixée à  $20\mu\text{s}$  et un pas temporel identique à celui utilisé pour la reconstruction par problème inverse.

Les paramètres de la méthode proposée sont :  $\Delta \cdot f_s \sim 10\mu\text{s}$ ,  $s_\Delta \sim 1.05\mu\text{s}$  équivalent à une cadence d'imagerie de 950kHz, le M-mode est défini de dimension  $[260 \times 413]$ , quant au pas de gradient  $\gamma$ , il est fixé  $5 \cdot 10^{-5}$ . Pour l'étape de débruitage,  $\lambda_r$  vaut  $10^{-5}$  pour CEUI-L1, et  $\sigma(\mathbf{z}_{\text{ahead}}^{(k)})$  est fixée à 10% de la dynamique de l'image estimée à l'itération donnée en valeur absolue.

### 2.3.2 Performances

La vérité terrain (a), les références PE (b) et CEUI (c) ainsi que les méthodes proposées par problème inverse : CEUI-BM3D (d) et CEUI-L1 (e) sont représentées Figure 2. Dans un premier temps, comme attendu, l'imagerie PE identifie les deux structures et permet d'observer grossièrement la vibration de la première membrane. En revanche, la seconde membrane, oscillant à la fréquence  $f_{pe}$ , subit un effet stroboscopique. La méthode CEUI peine à caractériser les deux membranes, en particulier lors des phases d'accélération, et encore plus la membrane inférieure, moins échogène et dont les échos sont plus atténués. Les méthodes proposées par problème inverse (d) et (e), quant à elles, restituent avec précision les contours des membranes oscillantes, avec une déconvolution efficace des hétérogénéités internes des tissus et améliore la résolution spatiale du M-mode.

Quantitativement, le rapport contraste-bruit (CNR - contrast-to-noise ratio) atteste avec l'apport de la reconstruction jointe de l'ensemble des pixels par problème inverse avec un CNR de 76 pour CEUI-BM3D, 15 pour CEUI-L1 contre 15 pour le PE

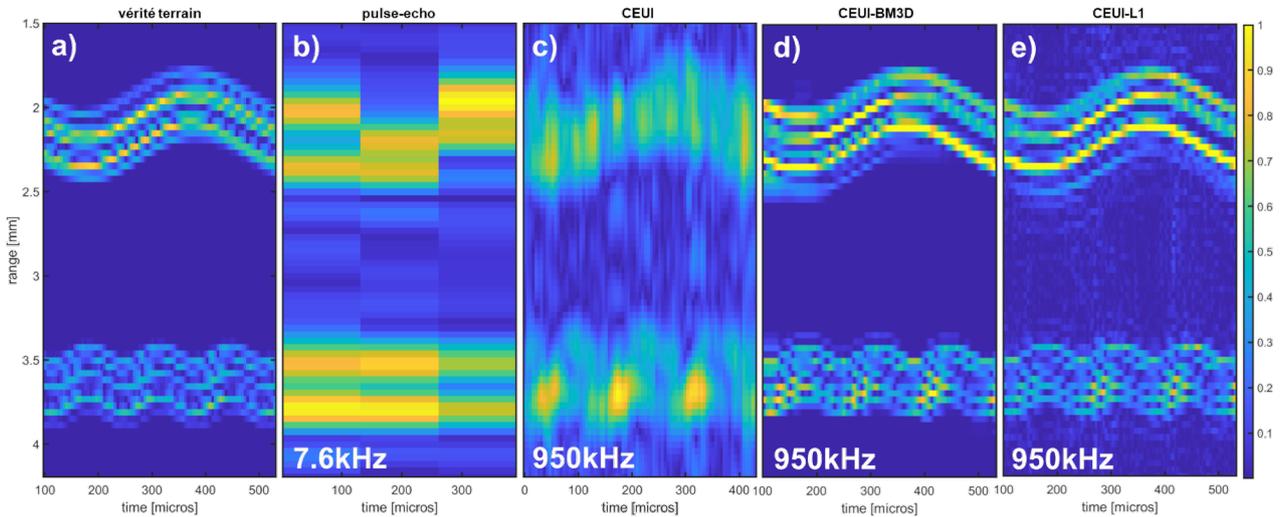


FIGURE 2 : Images M-mode (de gauche à droite) : vérité terrain, obtenue par pulse-echo, CEUI, CEUI-BM3D et CEUI-L1 pour un milieu atténué constitué de deux membranes oscillantes à respectivement (de haut en bas de l'image) 2.5kHz et 7.5kHz.

(dans la région d'intérêt) et 5.5 pour le CEUI. Toutefois, la reconstruction par problème inverse est plus lente qu'avec CEUI ( $\sim 3s$ ) : CEUI-L1 augmente le temps de calcul d'environ 40 fois ( $\sim 2min$ ) et CEUI-BM3D d'environ 3500 ( $\sim 3h$ ).

### 3 Conclusion et perspectives

La méthode proposée surmonte le compromis entre la haute résolution temporelle des émissions continues et la qualité de l'image. La reconstruction jointe de tous les pixels de l'image M-mode permet de caractériser avec précision un milieu dense en échos significatifs, où le mélange des contributions complexifie l'analyse tout en exigeant une fine résolution temporelle pour capter sa dynamique rapide. L'approche par problème basée sur inverse avec une stratégie plug-and-play offre un CNR 20 fois supérieur à celui du CEUI et 60% plus important que celui du PE. Pour réduire, le temps de calcul la méthode proposée peut être implémentée avec l'usage de l'opérateur proximal, offrant un contraste supérieur au PE de 17%. De plus, la résolution temporelle est 125 fois meilleure qu'avec le PE, avec une cadence d'imagerie de 950 kHz, extensible.

Une preuve de concept de l'imagerie B-mode (deux dimensions) par émissions continues d'un milieu parcimonieux a été réalisée [11], affichant un contraste dégradé. Une extension de l'approche et du modèle proposé pourrait corriger cela, mais la complexité augmentera avec la dimensionnalité. D'un point de vue applicatif, l'usage des émissions continues pour extraire une carte des vitesses en imagerie cardiaque de la valve aortique de patients présentant une pathologie au niveau de cette valve représente un axe prometteur à investiguer.

### Remerciements

Cette recherche a été financée par le LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007), par le LabCom Image4US (ANR-19-LCV2-0004-01), ainsi que par le LABEX CeLyA (ANR-10-LABX-0060) de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme "Investissements

d'Avenir" (ANR-16-IDEX-0005), opéré par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR).

### Références

- [1] Alexander Ng and Justiaan Swanevelder. Resolution in ultrasound imaging. *Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain*, 11(5) :186–192, October 2011.
- [2] T. Misaridis and J.A. Jensen. Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part I : basic concepts and expected benefits. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 52(2) :177–191, February 2005.
- [3] Gabriel Montaldo, Mickaël Tanter, Jeremy Bercoff, Nicolás Benech, and Mathias Fink. Coherent Plane-Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography and Transient Elastography. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 56 :489–506, April 2009.
- [4] Jørgen Arendt Jensen, Svetoslav Ivanov Nikolov, Kim Løkke Gammelmark, and Morten Høgholm Pedersen. Synthetic aperture ultrasound imaging. *Ultrasonics*, 44 :e5–e15, December 2006.
- [5] Axel Adam, Barbara Nicolas, Adrian Basarab, and Hervé Liebgott. Continuous emission ultrasound : A new paradigm to ultrafast ultrasound imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 72(1) :388–400, 2025.
- [6] Axel Adam, Adrian Basarab, Hervé Liebgott, and Barbara Nicolas. An optimized mismatched filter for continuous emission ultrasound imaging. In *2024 32nd European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, pages 765–769. IEEE, 2024.
- [7] Amir Beck and Marc Teboulle. A fast iterative shrinkage-thresholding algorithm for linear inverse problems. *SIAM Journal on Imaging Sciences*, 2(1) :183–202, 2009.
- [8] Singanallur V Venkatakrishnan, Charles A Bouman, and Brendt Wohlberg. Plug-and-play priors for model based reconstruction. In *2013 IEEE global conference on signal and information processing*, pages 945–948. IEEE, 2013.
- [9] Aram Danielyan, Vladimir Katkovnik, and Karen Egiazarian. Bm3d frames and variational image deblurring. *IEEE Transactions on image processing*, 21(4) :1715–1728, 2011.
- [10] Heng Zhao, Larry YL Mo, and Shangkai Gao. Barker-coded ultrasound color flow imaging : Theoretical and practical design considerations. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 54(2) :319–331, 2007.
- [11] Axel Adam, Hervé Liebgott, Barbara Nicolas, and Adrian Basarab. High-framerate b-mode ultrasound imaging using continuous emission. In *2025 IEEE 22nd International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, pages 1–5, 2025.