

# Emissions codées par ondes planes en imagerie ultrasonore ultra-rapide

Nathan PAGES, Hervé LIEBGOTT, Barbara NICOLAS

Université de Lyon, CREATIS  
CNRS UMR5220 ; Inserm U1044 ; INSA-Lyon ; Université Lyon 1, France.  
Barbara.Nicolas@creatis.insa-lyon.fr

**Résumé** – Dans cet article une nouvelle méthode pour l’imagerie ultrasonore médicale ultra-rapide par ondes planes est proposée. L’approche ici consiste à transmettre simultanément plusieurs ondes planes. Cette méthode s’appuie sur l’encodage à l’émission des différentes ondes planes. La modélisation du problème direct sous forme linéaire permet alors le décodage avant formation de voies des échos provenant du milieu. La méthode proposée est validée par simulation acoustique. L’amélioration de la résolution spatiale est démontrée sur un milieu composé de diffuseurs isolés. De plus, l’augmentation du contraste est illustrée sur une inclusion hypo-échogène.

**Abstract** – In this article a new emission method is proposed for plane wave ultra-fast ultrasound imaging. The principle consists in sending simultaneously several plane waves with different angles, each plane wave carrying a different emission code. The goal is to improve the image quality, compared to classical plane wave imaging, without decrease of the image rate. The linear model of the forward problem allows the decoding of the echoes coming from the medium. The method is validated on simulated data.

## 1 Introduction

L’imagerie médicale ultrasonore est un mode d’imagerie rapide, sûr et non-invasif. Les avancées les plus récentes dans le domaine portent sur l’augmentation de la cadence d’imagerie. Dans ce cadre, l’imagerie ultra-rapide par ondes planes [?], qui permet à chaque tir d’imager la totalité du milieu, a été proposée. Cette technique aboutissant à des images avec un faible contraste [?], il est nécessaire de réaliser plusieurs tirs pour obtenir une image de bonne qualité, ce qui diminue la cadence d’imagerie. Cette technique est appelée composition d’images (ou image compounding). Dans cet article nous proposons une méthode qui permet d’envoyer simultanément plusieurs ondes planes en un seul tir et de séparer les échos produits par chacune de ces ondes. Cette méthode permet donc une augmentation de la cadence d’imagerie sans dégrader l’image. Elle peut être vue comme de la composition d’images en un unique tir.

Différentes méthodes ont été proposées afin de réaliser plusieurs images en un seul tir, la plus avancée actuellement étant la séparation de la bande fréquentielle en plusieurs sous-bandes [?]. Cependant cette méthode donne des images de résolutions différentes et est limitée par la bande passante des éléments piezo électriques.

La méthode proposée dans cet article est basée sur l’émission de signaux codés, et s’inspire d’une approche proposée par Gran en synthèse d’ouverture (STA) [?]. Le principe consiste à émettre simultanément plusieurs ondes planes, avec des angles différents et à estimer à la réception ce qui aurait été reçu par la barrette de transducteurs pour chaque émission séparée. Aucune hypothèse sur la géométrie du milieu n’est nécessaire.

Une fois décodés et donc séparés, les signaux provenant de chaque onde plane sont ensuite traités par un procédé classique de formation de voies (retard et somme) pour former les images "basse résolution" correspondant à chaque angle. Enfin, les images basse résolution correspondant à chaque angle sont sommées pour former l’image finale.

Cet article présente la méthode des émissions codées en ondes planes (II), les résultats et les limites soulevées(III) et enfin les perspectives d’améliorations de la méthode (IV).

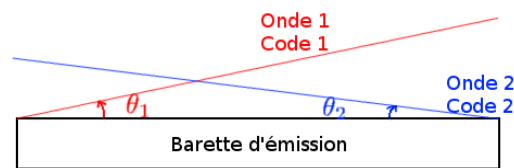


FIGURE 1 – Dans le cas classique les ondes 1 et 2 sont envoyées en deux tirs (durée d’émission-réception  $2T$ ). Avec la méthode proposée on envoie simultanément les deux ondes en leur faisant porter un code (durée d’émission-réception  $T$ ).

## 2 Emission codée et composition d’images en ondes planes

Considérons  $K$  sources indépendantes, émises simultanément par la barrette échographique, où chaque source est une onde plane d’angle d’incidence  $\theta_k$  (par rapport à la barrette échographique). La figure ?? présente le principe d’émission. Chaque onde plane  $k$  est émise avec un code  $x_k$  de taille  $N$ , construit à partir de  $m$ -codes [?]. Un exemple de code est présenté sur

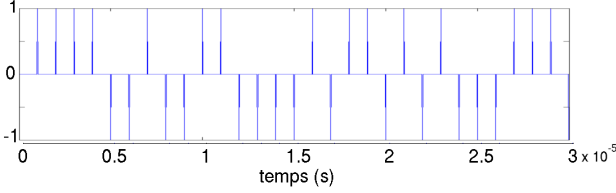


FIGURE 2 – Type de code  $x_k$  porté par les ondes planes.

la figure ???. L'ensemble des signaux émis interagissent avec le milieu et une barrette échographique de  $Q$  récepteurs enregistre les signaux rétro-diffusés.

On peut alors écrire le signal reçu par un récepteur  $q$  sous la forme d'une somme de produits de convolution entre les signaux émis  $x_k$  et les réponses impulsionnelles  $h_{kq}$  :

$$y_q(t) = \sum_{k=1}^K h_{kq} * x_k(t) + b_q(t) \quad (1)$$

avec  $h_{kq}$  la réponse impulsionnelle entre l'onde plane  $k$  et le récepteur  $q$  et  $b_q$  le bruit additif sur le récepteur  $q$ . En notant  $\mathbf{y}_q$  le vecteur du signal temporel reçu sur le récepteur  $q$  pour les instants  $t_1$  à  $t_M$ , de taille  $M \times 1$ , le problème, pour un récepteur  $q$  donné, peut être écrit sous forme matricielle en transformant le produit de convolution en une multiplication d'une matrice par un vecteur :

$$\mathbf{y}_q = \sum_{k=1}^K \mathbf{X}_k \mathbf{h}_{kq} + \mathbf{b}_q \quad (2)$$

avec  $\mathbf{h}_{kq}$  le vecteur, de taille  $L \times 1$ , qui représente les  $h_{kq}$  et  $\mathbf{b}_q$  de taille  $M \times 1$  le vecteur du bruit additif.  $\mathbf{X}_k$  est une matrice de convolution définie par :

$$\mathbf{X}_k = \begin{bmatrix} x_k(0) & 0 & \dots & 0 \\ x_k(1) & x_k(0) & \ddots & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ x_k(N-1) & \ddots & \ddots & x_k(0) \\ 0 & x_k(N-1) & \ddots & x_k(1) \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & x_k(N-1) \end{bmatrix} \quad (3)$$

de dimension  $M \times L$ . On a  $M = N + L - 1$  où  $N$  représente la longueur du signal d'émission  $x_k$  et  $L$  la longueur de la réponse impulsionnelle  $\mathbf{h}_{kq}$  à estimer.

La somme sur les  $K$  différentes ondes planes émises peut également être exprimée de manière matricielle et on obtient :

$$\mathbf{y}_q = \mathbf{X} \mathbf{h}_q + \mathbf{b}_q = (\mathbf{X}_1 \mathbf{X}_2 \dots \mathbf{X}_K) \begin{pmatrix} \mathbf{h}_{1q} \\ \mathbf{h}_{2q} \\ \vdots \\ \mathbf{h}_{Kq} \end{pmatrix} + \mathbf{b}_q \quad (4)$$

À partir de cette modélisation du signal reçu, il faut, pour chaque récepteur  $q$  estimer le vecteur  $\mathbf{h}_q$ . Pour cela on considère que les  $b_q$  sont indépendants et gaussiens et on cherche

à résoudre le système au sens du maximum de vraisemblance (MV). On obtient alors l'équation [?] :

$$(\mathbf{X}^T \mathbf{X}) \mathbf{h}_q^{MV} = \mathbf{X}^T \mathbf{y}_q \quad (5)$$

Où  $\mathbf{h}_q^{MV}$  est la réponse impulsionnelle estimée par maximum de vraisemblance. Pour pouvoir résoudre l'équation il faut que  $(\mathbf{X}^T \mathbf{X})$  soit inversible, ce qui est équivalent à ce que  $\mathbf{X}$  soit de rang maximum. Une condition nécessaire pour cela est que le nombre de colonnes de  $\mathbf{X}$  soit supérieur à son nombre de lignes i.e.

$$N \geq (K - 1)L + 1 \quad (6)$$

Ceci impose donc des contraintes sur la taille du milieu qu'on peut imager. Cette taille est donc liée à la taille du signal envoyé ainsi qu'au nombre d'ondes planes émises simultanément. Si l'on respecte cette condition on peut calculer  $\mathbf{h}_q^{MV}$ .

### 3 Résultats

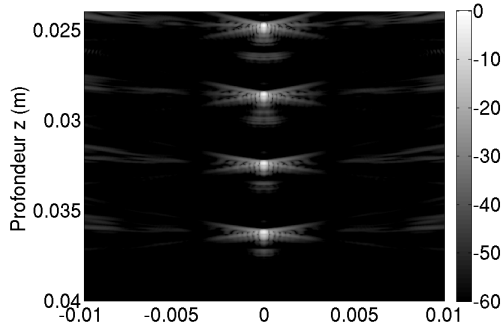
Afin de valider la méthode proposée et la comparer à l'imagerie par onde plane conventionnelle, cette partie regroupe des résultats obtenus en simulation. Les simulations sont basées sur le logiciel de simulation Field II [?, ?]. Deux types de simulations ont été envisagées une première illustrant la réponse impulsionnelle spatiale (PSF, Point Spread Function) et une autre avec une zone hypo-échogène, permettant de calculer le contraste obtenu par la méthode. La sonde simulée est linéaire, possède 128 éléments actifs, d'une fréquence centrale de 8 MHz, avec une hauteur des éléments de 6 mm, un kerf de 0.03 mm et une largeur d'élément de 0.215 mm. La fréquence d'échantillonnage utilisée est de 40Mhz.

Pour la méthode par ondes planes classique les angles émis sont centrés autour de zéro et sont espacés d'un pas angulaire de un degré. Pour la méthode proposée il est nécessaire que les ondes envoyées simultanément aient une certaine diversité angulaire et on utilisera par la suite un pas angulaire supérieur à 3 degrés entre les différentes ondes planes d'une même émission. Ce choix empirique pourrait être optimisé. Il permet de limiter le mélange entre les différents angles d'insonnification. Cette opération n'est pas nécessaire lorsque les tirs sont effectués de manière séquentielle, un seul angle à la fois.

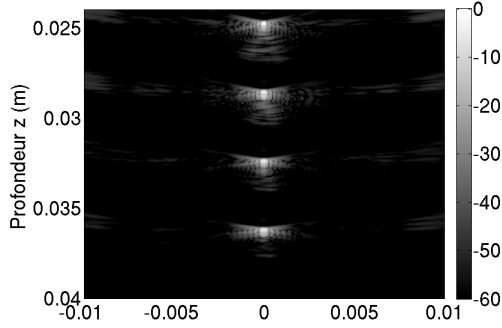
De plus à chaque tir deux ondes planes seront envoyées simultanément et on prend  $L$  le plus grand possible afin de vérifier (??) c'est à dire  $L = N - 1$ .

#### 3.1 PSF

Dans un premier temps un milieu composé de quatre diffuseurs à des profondeurs entre 25 à 40 mm, espacés de 5mm chacun a été simulé. Trois tirs ultrasonores sont considérés. Dans l'approche conventionnelle les angles  $-1^\circ, 0^\circ$  et  $1^\circ$  sont considérés (figure ??) et dans la méthode proposée les paires  $(-3^\circ, 0^\circ)$ ,  $(-1^\circ, 2^\circ)$  et  $(-2^\circ, 1^\circ)$  (figure ??).



(a) Image mode-B (dB) de diffuseurs ponctuels simulés avec la méthode des ondes planes classiques.



(b) Image mode-B (dB) de diffuseurs ponctuels simulés avec la méthode proposée.

FIGURE 3 – Comparaison des PSF entre notre méthode et la méthode des ondes planes classique.

La figure ?? illustre les PSF obtenues sans (a) et avec (b) l'utilisation de codes. L'approche proposée permet bien de reconstruire une image des diffuseurs ponctuels. De plus la résolution spatiale est améliorée. Les artefacts en forme de "moustache" caractéristiques de images formées à partir d'ondes planes sont largement réduits.

### 3.2 Milieu continu

Le second milieu simulé est un milieu homogène de dimensions  $2 \times 2.5 \text{ cm}^2$  contenant en son centre une inclusion hypo-échogène de diamètre  $0.8 \text{ cm}$ . Les angles d'émissions pour chacune des méthodes sont donnés dans le tableau ??.

TABLE 1 – Angles émis à chaque tir selon la méthode par onde plane classique et la méthode proposée avec émissions codées.

tir n°	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Angles classiques (°)	0	-1	1	-2	2	-3	3	-4	4
Angles em. codées (°)	-9,0	-1,8	-8,1	-2,7	-7,2	-3,6	-6,3	-4,5	-5,4

Le calcul du contraste (Contrast to Noise Ratio, CNR) s'effectue par [?]:

$$CNR = 20 \log_{10} \left( \frac{\|\mu_1 - \mu_2\|}{\sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2)/2}} \right) \quad (7)$$

où  $\mu_1$  et  $\mu_2$  représentent les moyennes des intensités respecti-

vement pour l'intérieur et l'extérieur de la zone hypo-échogène et  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$  les variances des intensités respectivement pour l'intérieur et l'extérieur de la zone hypo-échogène.

A partir des données ainsi simulées il est possible d'effectuer une comparaison du CNR en fonction du nombre de tirs utilisés pour la reconstruction (figure ??). Précisons que, pour un nombre  $N$  de tirs,  $N$  ondes planes sont émises par la méthode classique alors que  $2N$  ondes planes sont émises grâce à l'encodage. La figure ?? montre la courbe comparative du CNR avec et sans l'encodage. On peut voir par exemple, que pour 5 tirs, le CNR obtenu par onde plane classique est de 27.9 dB alors qu'on atteint un CNR de 29.3 dB grâce à la méthode par émissions codées. La méthode proposée conduit à un CNR supérieur quel que soit le nombre de tirs utilisé.

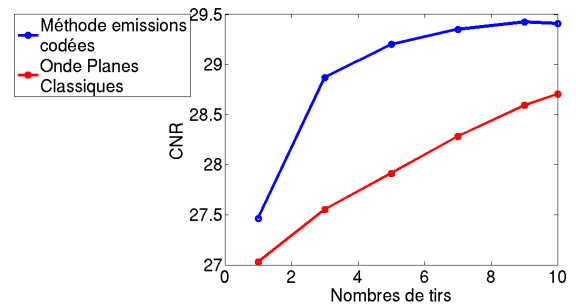


FIGURE 4 – Evolution du CNR en fonction du nombre de tirs. La méthode des émissions codées permet un contraste toujours supérieur.

### 3.3 Discussions

Le signal codé émis étant long, de l'ordre de  $30 \mu\text{s}$ , et les éléments piezo-électriques ne pouvant pas émettre et recevoir simultanément, cette méthode ne permet pas d'imager les points proches de la sonde. En effet les échos provenant de diffuseurs proches de la sonde arrivent sur la sonde avant la fin d'émission du signal. On n'enregistre donc pas l'intégralité de l'écho. Cette zone proche de la sonde de laquelle les échos ne sont pas reçus en intégralité est appelée zone aveugle et mesure dans notre cas un peu plus de 23 mm. De la même manière puisqu'on ne peut écouter que pendant un temps équivalent à  $L$  échantillons, il y a des diffuseurs dans le milieu après la zone correspondant à cette écoute pour lesquels on va recevoir uniquement le début de leur écho. Cette zone est la zone de perturbation. Cette zone de même longueur que la zone aveugle mesure également un peu plus de 23 mm dans notre cas.

Ces zones ne sont pas uniquement des zones dans lesquels le milieu ne peut pas être imagé. Si un diffuseur est présent dans l'une de ces zones un écho incomplet sera reçu au niveau de la sonde et celui-ci sera impossible à décoder. Lors du décodage cet écho va créer une perturbation sur toute l'image et rendre la méthode inutilisable. Nous proposons ci-dessous une généralisation de la méthode permettant de réaliser une image dans le cas réel de milieux ayant des diffuseurs sur toute la profondeur.

## 4 Généralisation

Il est nécessaire, pour généraliser cette méthode au cas réel, de prendre en compte les échos partiels qui viennent des diffuseurs de la zone aveugle et de la zone de perturbation. Pour cela les matrices  $\mathbf{X}_k$  de (??) ont été généralisées afin de prendre en compte le temps fini de la convolution [?].

Dans ce cas on peut écrire :

$$\mathbf{X}_k^e = \begin{bmatrix} x_k(N-1) & x_k(N-2) & \dots & 0 & \dots & 0 \\ 0 & x_k(N-1) & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & 0 & \ddots & \ddots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & \mathbf{X}_k & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & 0 & \vdots \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & x_k(0) & 0 \\ 0 & \dots & 0 & 0 & x_k(1) & x_k(0) \end{bmatrix} \quad (8)$$

La matrice  $\mathbf{X}^e$  devient de taille  $(N+L) \times (K^*(L+2N-2))$ . Il n'est donc plus possible d'inverser le système donné par (??). Il est nécessaire d'utiliser une méthode d'approximation de résolution de ce système. Le choix fait dans cet article, visant uniquement à montrer la faisabilité de la méthode, est de calculer une simple pseudo inverse de  $\mathbf{X}^{eT} \mathbf{X}^e$  à l'aide de la décomposition en valeurs singulières pour résoudre numériquement le système.

La figure ?? présente un milieu dense de  $2 \times 7 \text{ cm}^2$  composé de zones hyper et hypo-échogènes. Cette image a été réalisée en sept tirs de trois ondes planes avec la méthode des émissions codées généralisées et avec un paramètre  $L = 3N$ . Les angles d'émission des ondes planes ont balayé de  $-10$  à  $10$  degrés avec un pas de 1 degré.

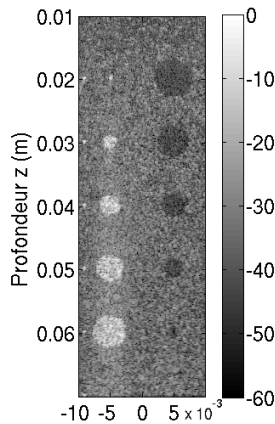


FIGURE 5 – Image mode B (en dB) du résultat d'une simulation d'un milieu dense avec la méthode des émissions codées généralisées. Le contraste est faible, cependant les formes et la résolution sont bonnes.

Le résultat obtenu est cohérent avec le milieu que l'on a voulu imager et il a été possible de réaliser une image en onde plane avec des émissions simultanées. Cependant le niveau de bruit est élevé et la perte de contraste est importante. Ceci est dû à l'approximation numérique faite lors de l'estimation de

$\mathbf{h}_q^{MV}$ . Un travail sur les méthodes d'inversion et sur les conditions de régularisation du système pourra dans l'avenir permettre une amélioration de la méthode.

## 5 Conclusion

La méthode proposée pour l'augmentation de la cadence d'imagerie par onde plane en imagerie ultrasonore ultra-rapide s'appuie sur un encodage des ondes planes transmises simultanément par la sonde. Il a été montré à travers des simulations numériques que la méthode proposée permettait, dans le cas idéal, de décoder les signaux reçus et de reconstruire une image de bonne qualité. L'intérêt de transmettre simultanément plusieurs ondes planes est démontré, à la fois pour la résolution spatiale et le contraste des images.<sup>1</sup> Une des principales limites de l'approche, i.e. la dégradation importante de l'image due à la présence de diffuseurs dans les zones dites aveugle et de perturbation, et qui correspond à la situation réelle, a été identifiée. Une piste d'amélioration permettant l'extension de la méthode au cas réel a été proposée. Les résultats limités obtenus dans ce contexte montrent qu'il sera nécessaire de poursuivre ces travaux afin d'identifier des méthodes d'inversion et des termes de régularisation qui permettent d'obtenir un résultat équivalent à la première méthode. L'approche proposée représente potentiellement une amélioration très importante de la cadence d'imagerie en échographie médicale si elle est étendue à un nombre plus important d'angles, ce qui est possible en travaillant davantage sur les méthodes d'inversion.

## Références

- [1] Gabriel Montaldo, Mickaël Tanter, Jérémy Bercoff, Nicolas Benech and Mathias Fink. *Coherent Plane-wave Compounding for very High Frame Rate Ultrasonography and Transient Elastography*. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., March 2009.
- [2] Damien Garcia, Louis le Tarnec, Stéphan Muth, Emmanuel Montagnon, Jonathan Porée and Guy Cloutier. *Stolt's f-k Migration for Plane Wave Ultrasound Imaging*. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., September 2013.
- [3] Fredrik Gran and Jørgen Arendt Jensen. *Multi Element Synthetic Aperture Transmission using a Frequency Division Approach*. Proceedings IEEE Ultrason. Symp, 2003.
- [4] Dr. Deepak Kedia. *Comparative Analysis Of Peak Correlation Characteristics Of Non-Orthogonal Spreading Codes For Wireless System*. IJDPS, May 2012.
- [5] Fredrik Gran. *Spatio-temporal encoding in medical ultrasound imaging*. Center for Fast Ultrasound Imaging, Technical University of Denmark, 2005.
- [6] J.A. Jensen and N. B. Svendsen. *Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers*. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., 1992.
- [7] J.A. Jensen. *Field : A Program for simulating Ultrasound Systems*. Medical & Biological Engineering & Computing, 1996.
- [8] Kyle Kotowick. *Advances in Synthetic Aperture, Compounded Plane Wave, and Spatially Encoded Excitation Techniques for Fast Ultrasonography*. The University Of British Columbia, 2011.

1. Ce travail a été réalisé au sein du LABEX PRIMES (ANR-11-LABX-0063) de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007) de l'Etat Français, géré par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR).