



HAL
open science

Comparaison théorique des performances de transducteurs mono-élément haute fréquence (50MHz) en utilisant différentes techniques de focalisation

Sean Toffessi Siewe, Samuel Callé, Aline Banquart, Frédéric Ossant, Jean-Marc Grégoire, Franck Levassort

► To cite this version:

Sean Toffessi Siewe, Samuel Callé, Aline Banquart, Frédéric Ossant, Jean-Marc Grégoire, et al.. Comparaison théorique des performances de transducteurs mono-élément haute fréquence (50MHz) en utilisant différentes techniques de focalisation. 16ème Congrès Français d'Acoustique, CFA2022, Société Française d'Acoustique; Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, Apr 2022, Marseille, France. <hal-03848330>

HAL Id: hal-03848330

<https://hal.science/hal-03848330v1>

Submitted on 10 Nov 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



HAL Authorization



16^{ème} Congrès Français d'Acoustique
11-15 Avril 2022, Marseille

Comparaison théorique des performances de transducteurs mono-élément haute fréquence (50MHz) en utilisant différentes techniques de focalisation.

S. Toffessi Siewe ^{a,b}, S. Callé ^a, A. Banquart ^{a,b}, F. Ossant ^b, JM. Grégoire ^b, F. Levassort ^a

^a GREMAN, UMR 7347, Université de Tours, CNRS, INSA Centre Val de la Loire, Tours, France

^b INSERM Imaging and Brain, UMR 1253, Tours, France



Cette étude numérique compare les performances acoustiques de trois principes de focalisation (par un élément piézoélectrique directement incurvé, par l'ajout d'une lentille sur un élément piézoélectrique plan, par l'ajout d'une zone de Fresnel) pour un transducteur haute fréquence (50 MHz) mono-élément à base de P(VDF-TrFE). Une méthode pseudo-spectrale a été utilisée pour simuler la propagation des ondes ultrasonores dans l'eau et déduire à partir des diagrammes de rayonnement les propriétés acoustiques dans la zone focale. La gamme des distances focales étudiée se situe entre 10 et 20 mm par pas de 1 mm. Le diamètre externe de l'élément piézoélectrique est identique pour les trois configurations (6 mm). Les résultats montrent logiquement un comportement similaire pour les deux premières méthodes en matière de résolution spatiale tant que l'atténuation dans la lentille reste faible (210,63 np/mm). Cependant, la comparaison a montré une perte significative de sensibilité (-22 dB) avec la troisième méthode par zones de Fresnel. Cette observation est principalement due à la large bande passante à -6 dB (27 MHz) du signal d'excitation électrique utilisé en vue d'applications pour l'imagerie médicale. Cependant, avec un signal d'excitation de plus faible bande passante (autour de 1 MHz), les résultats délivrent de meilleures performances et se rapprochent de celles des deux premières configurations (différences de sensibilité entre 4.5 dB et 8.5 dB).

1 Introduction

En imagerie médicale, la focalisation du faisceau acoustique est essentielle pour améliorer significativement la sensibilité et la résolution latérale des transducteurs dans la zone focale. En dehors du cadre de l'imagerie, plusieurs études ont montré le potentiel des zones de Fresnel utilisées sur des surfaces planes (FZP : Fresnel Zone Plate) pour focaliser les ondes ultrasonores [1]–[4]. Cette technique peut directement être utilisée sur un élément piézoélectrique plan où un ensemble d'anneaux d'électrodes concentriques dont la largeur diminue pour un diamètre croissant [5] est déposé. Avec des dimensions judicieusement choisies et en accord avec la fréquence centrale de fonctionnement, l'énergie par le biais d'interférences constructives est concentrée dans une zone prédéfinie. Cette configuration nécessite alors des couplages entre éléments (directement définis par le jeu d'électrodes) très faibles. Cette condition essentielle a été montrée par Ketterling et al. [6] dans le cadre de la fabrication et la caractérisation d'un transducteur multi-élément de type réseau annulaire haute fréquence à base de polymère piézoélectrique (PVDF) [6]. Ce transducteur possède une configuration similaire, avec des anneaux concentriques, à celle d'une structure dite FZP. La diaphonie sera même diminuée pour ce second dispositif car la distance inter-élément (kerf) est plus importante. Plusieurs auteurs ont conçu, simulé et développé des transducteurs à partir de ces configurations [1]–[7]. Sleva et al. ont décrit les performances en termes de focalisation d'un transducteur à base de PVDF comportant un backing composé de résine époxy poreuse [2]. Pour ce dernier, la fréquence centrale était de 5 MHz. Shindel et al. ont utilisé une plaque en silicium micro usinée pour focaliser le faisceau acoustique dans l'air avec une fréquence de fonctionnement de 580 kHz [1].

Dans le contexte des micro technologies et des dispositifs intégrés, le dépôt de copolymère piézoélectrique [polyfluorure de vinylidène-trifluoroéthylène, P(VDF-TrFE)] sur une plaquette de silicium conduit souvent à une configuration plane. L'utilisation de FZP peut ainsi être une alternative simple d'un point de vue technologique pour réaliser la focalisation. Cependant, les techniques les plus courantes pour la focalisation du faisceau ultrasonore de transducteurs mono-élément utilisent soit un élément piézoélectrique directement incurvé avec différents profils possibles, soit l'ajout d'une lentille devant ce même élément

plan. A ce jour, la comparaison de ses différentes approches à plus haute fréquence (50 MHz) pour un transducteur mono-élément n'a pas encore été évaluée dans le cadre de l'imagerie médicale (avec une excitation électrique à large bande passante).

L'objectif de cette étude est de quantifier théoriquement, pour les trois approches (élément piézoélectrique concave, élément piézoélectrique plan avec l'ajout d'une lentille et FZP), les performances acoustiques dans la zone focale d'un transducteur mono-élément haute fréquence intégrant le même matériau piézoélectrique [P(VDF-TrFE)]. La souplesse de ce copolymère permet d'envisager d'un point de vue pratique la première technique avec la forme concave (sauf dans le cas d'un dépôt sur wafer de silicium).

Dans la deuxième partie, la méthode numérique utilisée et, les trois configurations des transducteurs étudiées sont décrits. Puis, dans la troisième partie, la pression acoustique, les résolutions (axiale et latérale) et la profondeur de champ sont quantifiées, comparées et discutées dans la zone focale. Pour terminer, l'influence du signal d'excitation sur les caractéristiques du transducteur dit FZP est également discutée.

2 Méthodes

2.1 Diagrammes de rayonnement théoriques par méthode pseudo-spectrale

Pour simuler les diagrammes de rayonnement des transducteurs dans l'eau, le modèle numérique proposé dans ce travail est basé sur la méthode pseudo-spectrale PSTD (Pseudo-Spectral Time-Domain) [8]. Elle consiste à calculer dans le domaine fréquentiel les dérivées spatiales de fonctions définies sur une grille cartésienne uniforme. Contrairement aux méthodes éléments finis et différences finies, les méthodes pseudo-spectrales présentent une bonne précision numérique tout en ne nécessitant pas un nombre élevé de nœuds de maillage par longueur d'onde. Dans le cas d'une propagation d'ondes dans des milieux présentant de faibles contrastes de vitesse acoustique et de densité, il a été démontré que la méthode PSTD ne nécessite même que deux nœuds par longueur d'onde minimale pour fournir des dérivées spatiales exactes [9].

Afin de réduire les artefacts numériques (phénomènes de Gibbs) présents dans les cas de milieux hétérogènes, des grilles spatiales décalées ont été utilisées. Par ailleurs, une évolution temporelle effectuée par méthode d'Adams-Bashforth a été privilégiée pour déterminer l'évolution de la pression et des vitesses [10]. Afin d'améliorer la résolution temporelle, la pression et les vitesses ont été définies à des demi-pas de temps décalés. Pour notre étude, l'équation d'onde est considérée dans le cas d'un fluide hétérogène (aucune contrainte de cisaillement n'est prise en compte dans les simulations) et le milieu défini est axisymétrique [11] (transducteurs circulaires).

Nous avons appliqué des zones absorbantes de type PML (Perfectly Matched Layer) au bord du maillage [12]. Les PML permettent d'éviter les réflexions sur les limites de la grille numérique et les effets de périodicité spatiale due à l'utilisation de transformées de Fourier.

Dans ce modèle 2D, la taille de la grille de calcul est de 400 points sur la dimension latérale et 2600 points sur la dimension axiale. Les pas spatiaux sont $\Delta x = \Delta y = 9 \mu\text{m}$. Une zone absorbante PML à seize nœuds est utilisée. Enfin, l'incrément temporel est $\Delta t = 0.6 \text{ ns}$. Le signal d'excitation utilisé provient de la mesure de la réponse en pression dans l'eau avec un hydrophone d'un transducteur haute fréquence à base de P(VDF-TrFE) déposé sur du silicium (Figure 1) [13]. La fréquence centrale est de 50 MHz. La bande passante relative à -6 dB est de 54 %.

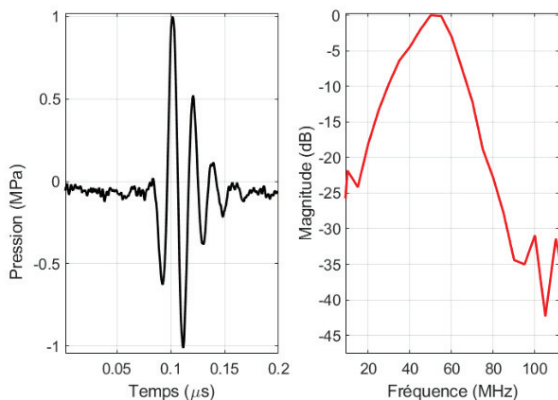


Figure 1: Réponses temporelle (gauche) et fréquentielle (droite) en pression d'un transducteur haute fréquence intégrant un film de P(VDF-TrFE) utilisé comme signal d'excitation d'entrée pour le modèle numérique.

2.2 Configurations des transducteurs

Pour les trois configurations qui seront étudiées, cette réponse en pression (Fig.1) sera appliquée (en tant que signal d'excitation du modèle numérique) de façon uniforme sur les différents jeux de formes d'électrodes prédéfinies. La Figure 2 décrit de façon schématique ces trois configurations où le diamètre actif externe des transducteurs est fixé à 6 mm et la distance focale peut varier entre 10 et 20 mm (par pas de 1 mm). La modification de cette distance focale se fera en modifiant soit le rayon de courbure de l'élément piézoélectrique (Fig. 2(a)), soit celui de la lentille (Fig. 2(b)), soit pour la dernière configuration FZP en changeant les dimensions et nombres des anneaux concentriques (Fig. 2 (c)). Dans tous les cas, le f-number (degré de focalisation du

faisceau acoustique correspondant au rapport entre le diamètre de l'élément piézoélectrique et la distance focale) varie entre 1,6 et 3,3, valeurs habituellement utilisées pour les applications en imagerie médicale. Pour les configurations (a) et (c), la propagation est directement calculée dans l'eau tandis que pour la configuration (b) la propagation à travers la lentille est effectuée au préalable. Comme précisé précédemment, les dimensions des anneaux actifs constituant la configuration FZP ont été calculées pour maintenir le même diamètre externe des transducteurs à 6 mm (Tableau 1). Le rayon r_n de chaque anneau constituant les électrodes dépend de la fréquence centrale et de la distance focale tel que [4] :

$$r_n = \sqrt{n\lambda\left(\frac{n\lambda}{4} + d_f\right)} \quad (1)$$

Avec λ la longueur d'onde, d_f la distance focale et $n=1,2;3 \dots$ le nombre de zones de Fresnel. Par exemple, pour maintenir un diamètre externe à 6 mm avec une distance focale de 15 mm, le nombre d'anneaux (électrodes) et le nombre total de régions (électrodes et entre électrodes) ont été calculés à partir de l'équation 1. Le diamètre du premier disque (élément central) est d'environ 1,3 mm et la largeur du dernier anneau est d'environ $79 \mu\text{m}$ (Fig.3). Ce dimensionnement a été obtenu en utilisant une longueur d'onde correspondant à la fréquence centrale du signal à 50 MHz dans l'eau. Le rapport entre la surface d'excitation totale (surface totale des électrodes) de la configuration par zones de Fresnel et la surface d'un disque de 3 mm de rayon (surface d'excitation des configurations (a) et (b)) est en moyenne égale à 52 %.

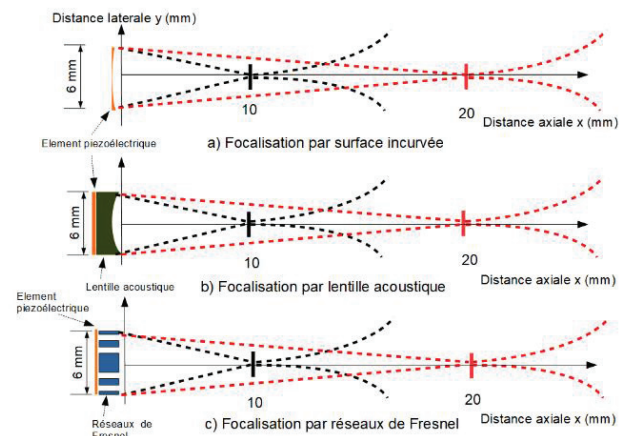


Figure 2: Représentation schématique des trois configurations des transducteurs (coupes transversales) simulées. La distance focale a été explorée entre 10 mm (lignes pointillées noires pour le comportement schématique du diagramme de rayonnement) et 20 mm (lignes pointillées rouges) par pas de 1 mm. Le diamètre d'excitation est de 6 mm pour chaque configuration.

Pour la configuration (c) (Figure 2), afin de couvrir la plage de distance focale comprise entre 10 et 20 mm, le nombre d'anneaux d'électrodes est compris entre 8 et 16. Ainsi, la zone active pour chaque configuration peut évoluer en conséquence (Tableau 1). Pour la configuration (b), en fonction de la distance focale et des propriétés acoustiques de la lentille (polymère à faible atténuation acoustique qui

est prise en compte dans la modélisation), le rayon de courbure R_c de la lentille est compris entre 4 et 8 mm en utilisant la relation suivante :

$$R_c = d_f \left(1 - \frac{v_m}{v_l} \right) \quad (2)$$

avec respectivement v_m et v_l les vitesses de l'onde longitudinale dans le milieu de propagation (eau) et dans la lentille.

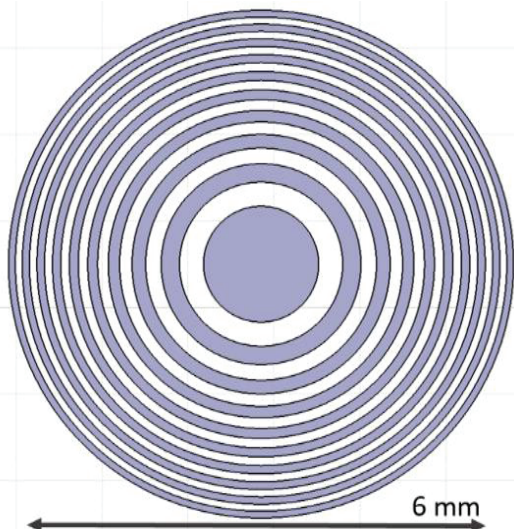


Figure 3: Motif des électrodes pour une plaque de zone de Fresnel avec un diamètre externe de 6 mm et une distance focale de 15 mm. Le nombre d'anneaux (électrodes) est de 10 et le nombre total de région FZP est de 19.

Tableau 1: Caractéristiques géométriques des FZP. (d_f : distance focale; E_r : nombre d'anneaux d'électrodes; n : nombre total de régions FZP; R_e : rayon externe ; R_s : Rapport entre la surface des anneaux et la surface d'un disque de 3 mm de rayon ; f -number : rapport entre le diamètre externe et la distance focale)

d_f (mm)	E_r	n	R_e (mm)	R_s (%)	f -number
10	16	31	3.08	54	1.62
11	14	27	3.01	52	1.82
12	13	25	3.02	52	2
13	12	23	3.01	52	2.15
14	11	21	2.98	51	2.34
15	10	19	2.93	50	2.54
16	10	19	3.03	53	2.63
17	9	17	2.95	51	2.88
18	9	17	3.04	54	2.96
19	8	15	2.93	51	3.24
20	8	15	3.00	53	3.33

3 Résultats et discussions

À partir de ces différentes simulations, l'évolution de la pression acoustique et la profondeur de champ (DOF) ont été déterminées à partir des valeurs obtenues dans l'axe du transducteur (extraites des diagrammes de rayonnement en pression). La résolution latérale a été calculée à -6 dB à partir des valeurs de pression dans un plan à la distance focale et perpendiculaire à l'axe du transducteur. La résolution axiale à -6 dB a été calculée à partir de l'enveloppe de la réponse acoustique à la distance focale. Ici, toutes ces propriétés ont été déterminées à -6 dB malgré le fait que des diagrammes de rayonnement en émission ont été utilisés. Les comparaisons restent possibles.

3.1 Diagrammes de rayonnement acoustique

La Figure 4 représente les diagrammes de rayonnement en pression (2D) pour les trois configurations dans le cas d'une distance focale à 15 mm. Une diminution significative (-35 dB) de la sensibilité pour la configuration FZP a été mesurée par rapport à la configuration (a) (Figure 5). L'ajout de la lentille dans la configuration (b) diminue également la sensibilité de 3,5 dB (Figure 5).

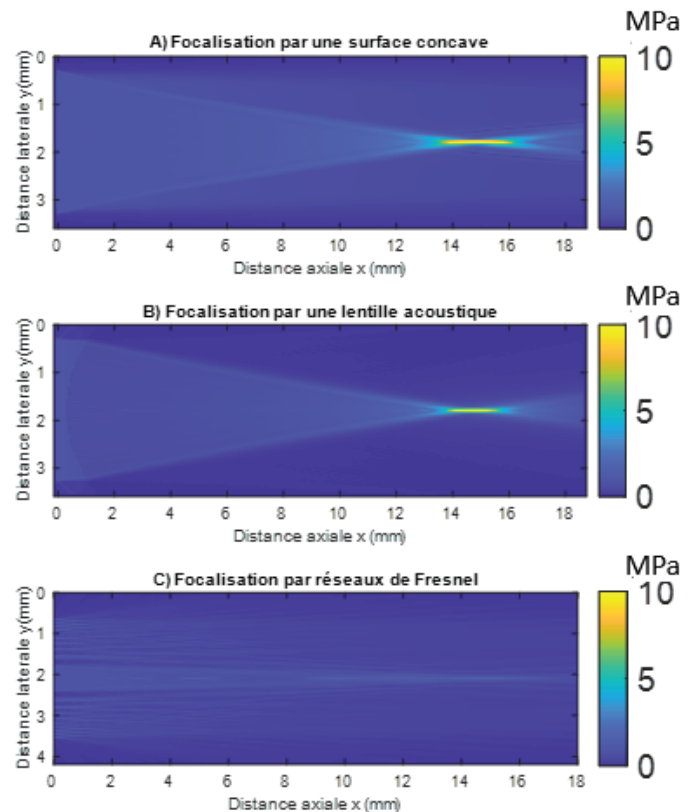


Figure 4: Diagrammes de rayonnement théoriques (pression acoustique) pour une distance focale à 15 mm pour les trois configurations.

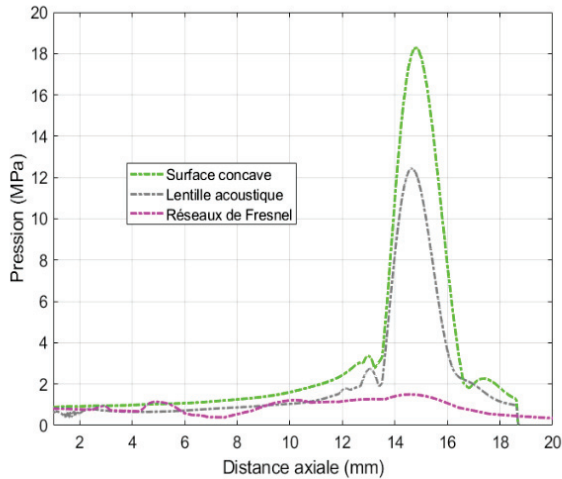


Figure 5: Comparaison des profils de pression dans l'axe des transducteurs et pour une distance focale de 15 mm: forme concave (vert), lentille acoustique (noir), FZP (rose).

3.2 Performances acoustiques

La comparaison des différentes performances acoustiques obtenues par simulation est résumée sur la figure 6. Le manque de sensibilité pour la configuration FZP est observé pour chaque distance focale (Figure 6.a). Au fur et à mesure que la distance focale augmente, l'atténuation dans l'eau (59,25 np/mm à 50 MHz) et l'augmentation du f-number contribuent à la diminution de la pression acoustique. La prise en compte de l'atténuation dans la lentille acoustique (210,63 np/mm) pour la configuration (b) et ainsi que son impédance acoustique un peu plus élevée que celle de l'eau (2.5 MRayl contre 1.5 MRayl) expliquent la différence de quelques dB avec la configuration (a) (forme concave). Il faut noter que pour les transducteurs FZP, la pression acoustique est stable (1,5 MPa en moyenne) pour chaque distance focale. Le rapport de 52% entre la surface totale des anneaux et la surface d'excitation des configuration (a) et (b) (Tableau 1) peut expliquer en partie ce manque de sensibilité observé sur la figure 6.a (couleur rose). Les deux premières configurations (forme concave et lentille) ont une résolution axiale similaire (40 μm) contrairement à la configuration FZP (202 μm) (Fig.6.b). Les mesures de résolutions latérales montrent des performances cohérentes (110 μm) pour chaque technique de focalisation (Fig.6.c). La configuration FZP délivre une grande valeur de profondeur de champ (6 mm en moyenne) mais au détriment de la sensibilité à la distance focale. Pour les deux autres configurations, cette profondeur de champ est d'environ 1,5 mm (Fig. 6d).

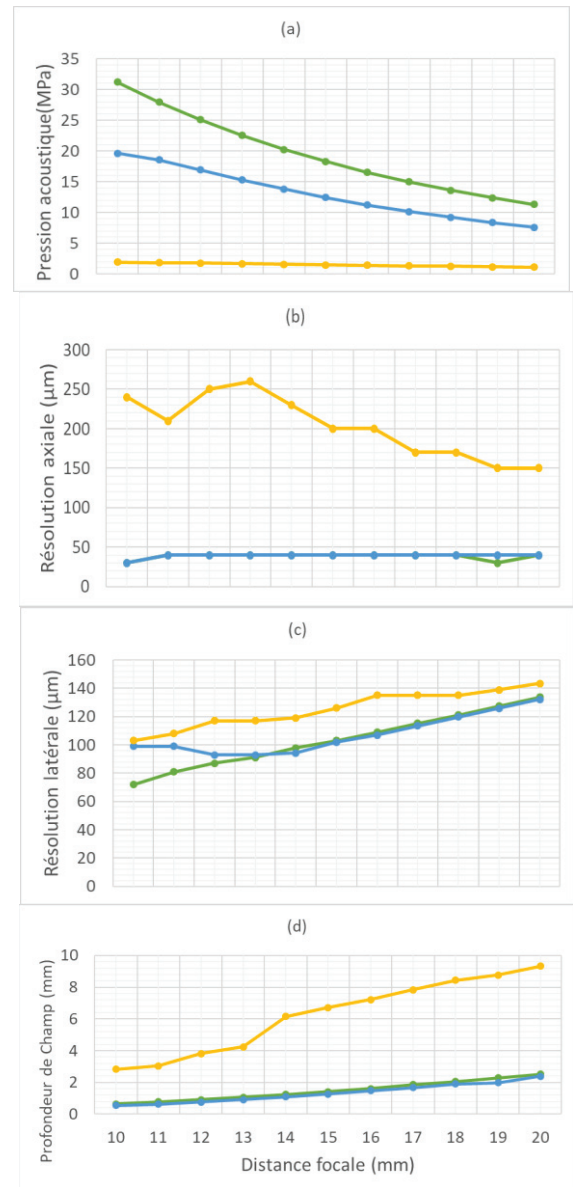


Figure 6: Comparaison des performances acoustiques théoriques pour chaque distance focale entre 10 et 20 mm: couleur verte- forme concave ; Bleu-lentille acoustique ; jaune-FZP.

Avec l'augmentation du f-number, l'évolution des propriétés étudiées prend tout son sens. Comme mentionné précédemment, la profondeur de champ de la configuration FZP est plus élevée que les autres configurations, principalement due à l'excitation en pression possédant une grande bande passante. En effet, selon la relation (1), un transducteur de type FZP est idéalement conçu pour une fréquence et une distance focale fixes. Ainsi, dans le cas d'une excitation à large bande passante, une gamme de distances focales est alors sollicitée, ce qui conduit à une grande valeur de profondeur de champ. De plus, selon la conception des motifs des électrodes, la durée de la réponse acoustique à la distance focale est augmentée et dégrade significativement la résolution axiale.

3.3 Effets du signal d'excitation sur la focalisation par zones de Fresnel.

La figure 7 présente l'évolution de la pression dans l'axe du transducteur FZP pour une distance focale à 10 mm obtenue à partir d'un signal d'excitation impulsionnel (signal utilisé pour les simulations précédentes) ou d'un signal d'excitation continu (burst de 10 périodes) comportant le même niveau d'amplitude. Les signaux ont également la même fréquence centrale (50 MHz). Les bandes passantes à -6 dB pour le signal impulsionnel et le signal continu sont respectivement de 27 MHz et 0.8 MHz. Les résultats montrent une sensibilité bien plus importante avec le burst (+15 dB). Pour la même distance focale et le même signal d'excitation continu (burst), la différence de sensibilité avec les deux autres configurations (forme concave et lentille acoustique) est de 8.5 dB et 4.5 dB. Ces résultats confirment que la focalisation par zones de Fresnel (où les rayons de ces zones sont calculées en fonction d'une fréquence donnée) doit être privilégiée pour des excitations de signaux à faible bande passante (typiquement ici autour de 1 MHz).

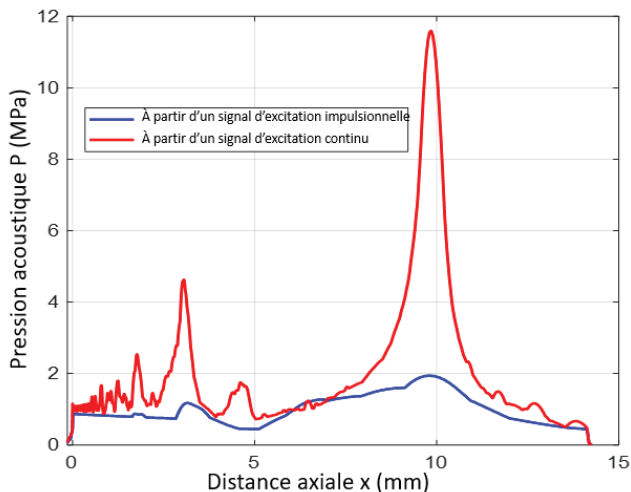


Figure 7: Comparaison des profils de pression axiale obtenus par une focalisation par zones de Fresnel avec un signal d'excitation impulsionnelle (en bleu) et un signal d'excitation continu (burst, en rouge).

4 Conclusion

Dans le cadre de l'imagerie haute fréquence, nous avons comparé théoriquement les propriétés acoustiques de trois principes de focalisation pour un transducteur mono-élément haute fréquence (50 MHz). Cette étude a permis de quantifier les propriétés acoustiques dans la zone focale. Les résultats ont montré que la technique de focalisation par zones de Fresnel n'est pas la meilleure approche pour des applications d'imagerie où la sensibilité n'est pas assez augmentée. En revanche, l'influence de la largeur de bande du signal d'excitation sur les paramètres du diagramme de rayonnement a été quantifiée. Un compromis peut être défini entre la facilité de la fabrication du dispositif et les prérequis pour l'imagerie. En effet, les zones de Fresnel permettent de concentrer l'énergie à partir d'un dispositif plan et ouvre des perspectives pour une intégration sur plaquette de silicium.

Références

- [1] D. W. Schindel, A. G. Bashford, et D. A. Hutchins, « Focussing of ultrasonic waves in air using a micromachined Fresnel zone-plate », *Ultrasonics*, vol. 35, n° 4, p. 275-285, juin 1997, doi: 10.1016/S0041-624X(97)00011-5.
- [2] M. Z. Sleva, W. D. Hunt, et R. D. Briggs, « Focusing performance of epoxy- and air-backed polyvinylidene fluoride Fresnel zone plates », *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 96, n° 3, p. 1627-1633, sept. 1994, doi: 10.1121/1.410242.
- [3] H. Yanagida, Y. Tamu, et T. Takahashi, « Patterning of 30MHz ultrasonic Fresnel zone plate by laser poling of PVDF-TrFE film », in *2009 IEEE International Ultrasonics Symposium*, Rome, Italy, sept. 2009, p. 1-4. doi: 10.1109/ULTSYM.2009.5441937.
- [4] H. Jeong, H. Shin, S. Zhang, X. Li, et S. Cho, « Application of Fresnel Zone Plate Focused Beam to Optimized Sensor Design for Pulse-Echo Harmonic Generation Measurements », *Sensors*, vol. 19, n° 6, p. 1373, mars 2019, doi: 10.3390/s19061373.
- [5] J. Fuster, P. Candelas, S. Castiñeira-Ibáñez, S. Pérez-López, et C. Rubio, « Analysis of Fresnel Zone Plates Focusing Dependence on Operating Frequency », *Sensors*, vol. 17, n° 12, p. 2809, déc. 2017, doi: 10.3390/s17122809.
- [6] J. A. Ketterling, F. L. Lizzi, O. Aristizábal, et D. H. Turnbull, « Design and fabrication of a 40-MHz annular array transducer », *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 52, n° 4, p. 672-681, avr. 2005.
- [7] X. Jian *et al.*, « Development of Self-Focusing Piezoelectric Composite Ultrasound Transducer Using Laser Engraving Technology », *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 66, n° 12, p. 1866-1873, déc. 2019, doi: 10.1109/TUFFC.2019.2935215.
- [8] H.-O. Kreiss et J. Olinger, « Comparison of accurate methods for the integration of hyperbolic equations », *Tellus*, vol. 24, n° 3, p. 199-215, juin 1972, doi: 10.1111/j.2153-3490.1972.tb01547.x.
- [9] Q. H. Liu, « The PSTD algorithm: A time-domain method requiring only two cells per wavelength », *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 15, n° 3, p. 158-165, juin 1997, doi: 10.1002/(SICI)1098-2760(19970620)15:3<158::AID-MOP11>3.0.CO;2-3.
- [10] M. Ghrist, B. Fornberg, et T. A. Driscoll, « Staggered Time Integrators for Wave Equations », *SIAM J. Numer. Anal.*, vol. 38, n° 3, p. 718-741, janv. 2000, doi: 10.1137/S0036142999351777.
- [11] C. Batifol, S. Calle, P. Marechal, M. Lethiecq, et F. Levassort, « Pseudospectral time-domain method to calculate radiation pattern of lens-focused transducers », in *IEEE Ultrasonics Symposium, 2005.*, Rotterdam, The Netherlands, 2005, vol. 3, p. 1660-1663. doi: 10.1109/ULTSYM.2005.1603182.
- [12] J.-P. Berenger, « A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves », *J. Comput. Phys.*, vol. 114, n° 2, p. 185-200, oct. 1994, doi: 10.1006/jcph.1994.1159.
- [13] A. Banquart *et al.*, « Piezoelectric P(VDF-TrFE) film inkjet printed on silicon for high-frequency ultrasound applications », *J. Appl. Phys.*, vol. 129, n° 19, p. 195107, mai 2021, doi: 10.1063/5.0048444.