



HAL
open science

Caractérisation tridimensionnelle du streaming acoustique induit par un transducteur ultrasonore focalisé

Estelle Meziani, Claude Inserra, N. Grosjean, Philippe Blanc-Benon, Cyril Mauger

► **To cite this version:**

Estelle Meziani, Claude Inserra, N. Grosjean, Philippe Blanc-Benon, Cyril Mauger. Caractérisation tridimensionnelle du streaming acoustique induit par un transducteur ultrasonore focalisé. 25ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2022, Nantes, France. <hal-04063513>

HAL Id: hal-04063513

<https://hal.science/hal-04063513v1>

Submitted on 9 Apr 2023

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

Caractérisation tridimensionnelle du streaming acoustique induit par un transducteur ultrasonore focalisé

E. MEZIANI^{a,b}, C. INSERRA^a, N. GROSJEAN^b, P. BLANC-BENON^b, C. MAUGER^b

a. Univ Lyon, Université Lyon 1, Centre Léon Bérard, INSERM, LabTAU, F-69003 LYON, France

b. Univ Lyon, École Centrale de Lyon, CNRS, Univ Claude Bernard Lyon 1, INSA Lyon, LMFA, UMR5509, 69130, Écully, France
estelle.meziani@inserm.fr

Résumé :

Couramment utilisés dans des applications thérapeutiques, les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) sont à l'origine de mécanismes permettant l'ablation thermique de tumeurs cancéreuses [1], la destruction de calculs rénaux (lithotripsie) [2] ou la fragmentation de caillots sanguins (thrombolyse) [3]. Lors d'une irradiation ultrasonore de haute puissance, différents effets mécaniques sont produits dont le streaming acoustique. Comprendre la physique des écoulements de type streaming acoustique est primordial car il peut améliorer l'efficacité de traitements ultrasonores. Généralement considérés comme axisymétrique, ces écoulements sont communément étudiés en 2D par technique PIV. Cependant, au-delà d'une certaine amplitude des ondes acoustiques, le streaming est perturbé par la présence de bulles de cavitation acoustique. Le streaming acoustique n'est alors plus axisymétrique et nécessite une approche 3D. Dans cette étude, on propose de caractériser l'écoulement tridimensionnel par une technique de suivi lagrangien 3D de particules résolu en temps (PTV). La caractérisation tridimensionnelle mettra en évidence le caractère asymétrique de l'écoulement par l'évolution du champ de vitesse dans des directions orthogonales à l'axe du faisceau ultrasonore.

Abstract :

High intensity focused ultrasound (HIFU) is commonly used in therapeutic applications, such as the thermal ablation of cancerous tumors, the destruction of kidney stones (lithotripsy) or the dissolution of blood clots (thrombolysis). During high power ultrasound irradiation, different mechanical effects are produced including acoustic streaming. Understanding the physics of this acoustic streaming is essential because it can improve the efficiency of ultrasound treatments. Generally considered as being axisymmetric, these flows are commonly studied in 2D by PIV technique. However, beyond a certain amplitude of acoustic waves, the streaming is disturbed by the presence of acoustic cavitation bubbles generated at the focal point of the transducer. The acoustic streaming is then no longer axisymmetric and requires a 3D approach. Therefore, in this study, we propose to characterize the three-dimensional flow by a 3D Lagrangian particle tracking velocimetry technique (PTV). The three-dimensional characterization will highlight the asymmetric instability of the flow through the evolution of the velocity field in directions orthogonal to the axis of the ultrasound beam.

Mots clefs : Ultrasons focalisés, streaming acoustique, PTV-4D, jet

1 Introduction

De nombreuses applications médicales ou industrielles sont basées sur l'utilisation d'ultrasons de forte puissance. En sonochimie et nettoyage de surfaces, les émetteurs ultrasonores sont plans et de fréquence centrale basse (autour de 30 kHz) [4]. En thérapie ultrasonore, la localisation spatiale des effets induits par ultrasons dans les tissus biologiques requiert des émetteurs focalisés et de fréquence centrale plus élevée (autour du MHz) [5]. Dans tous les cas, les principaux effets induits par ces ultrasons de forte puissance sont identiques : un dépôt d'énergie thermique sur les interfaces (solides, tissus mous), la nucléation et les oscillations puis implosion de microbulles de gaz (cavitation acoustique) et la mise en place d'un écoulement lent (le streaming acoustique). Parmi ces effets mécaniques, le streaming acoustique permet d'accroître le mélange dans les sono-réacteurs, d'améliorer le refroidissement dans les micro-canaux ou les composants électroniques, ou d'évacuer les fragments de caillots sanguins lors du processus de sonothrombolyse.

L'apparition d'un écoulement moyen lors de la propagation d'une onde ultrasonore dans un milieu fluide est intimement liée aux mécanismes visqueux et d'atténuation des ondes lors de leur propagation. Différents types de streaming acoustique existent selon le rapport entre l'échelle caractéristique de l'écoulement et la longueur d'onde acoustique [6]. Le streaming de Schlichting décrit un écoulement de taille inférieure à la longueur d'onde localisé dans la couche limite visqueuse d'une interface. Le streaming de Rayleigh décrit un écoulement moyen dans une cavité fermée (de type résonateur) dont la taille des cellules de recirculation est pilotée par la longueur d'onde acoustique. Lorsque la dissipation de l'onde par effet d'absorption ou d'atténuation des ultrasons lors de la propagation est prépondérant, le streaming acoustique est de grande échelle par rapport à la longueur d'onde et est appelé streaming d'Eckart. Dans les applications de sonochimie et de thérapie ultrasonore mentionnées ci-dessus, l'onde ultrasonore n'interagit que très peu avec les interfaces du domaine, et le streaming prédominant est celui proposé par Eckart.

Généralement, cet écoulement moyen est étudié en 2D par technique PIV (*Particle Image Velocimetry*) et est communément décrit comme un jet axisymétrique [7], une hypothèse valable uniquement dans les régimes de faible puissance acoustique. Au-delà d'un certain niveau de puissance acoustique, des bulles de cavitation sont nucléées. En thérapie ultrasonore, ces bulles sont principalement générées au niveau du point focal du transducteur. Elles peuvent perturber le streaming acoustique induit en tant que nouvelles interfaces sur lesquelles des effets de couche limite visqueuse apparaissent, mais aussi en tant que nouvelles sources d'écoulement (le *microstreaming*). Le streaming acoustique n'est alors plus axisymétrique et nécessite une étude tridimensionnelle. Dans cette étude, on se propose de caractériser l'aspect tridimensionnel de l'écoulement d'Eckart en forte puissance acoustique par une technique de suivi Lagrangien 3D de particules résolu en temps (*Particle Tracking Velocimetry*).

2 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental, présenté dans la figure 1, est composé d'un transducteur ultrasonore focalisé (Imasonic) de diamètre 10 cm immergé dans une cuve d'eau filtrée. Le point focal se situe à 10 cm en aval de sa position. Le transducteur est piloté par une onde sinusoïdale de fréquence 500 kHz générée par un générateur de fonction (Agilent, 33220 A, 20 MHz). L'onde est générée avec un duty cycle de 20 % sur une durée totale de 10 s et amplifiée par un amplificateur de puissance (Prana DP 300, 300 W).

Un wattmètre est utilisé pour mesurer la gamme de puissance acoustique du signal qui est comprise entre 1-12 W en faisant varier la tension entre 102 mV et 348 mV. L'écoulement est visualisé par un jeu de 4 caméras (MiniShaker Lavision), équipées d'objectifs de 25 mm et de filtres passe-bande 605 ± 15 nm permettant l'étude d'un champ $16 \times 10 \times 7$ cm³. L'écoulement estensemencé par des particules fluorescentes (13 μ m, longueur d'onde d'émission 612 nm). Ces particules sont excitées grâce à la seconde harmonique d'un laser pulsé Nd:YAG double cavité (Litron - Bernoulli-PIV 200-15, 15 Hz, 2*200 mJ, 8 ns). Pour vérifier la présence de cavitation acoustique dans l'écoulement, un contrôle visuel est effectué à l'aide d'une caméra CMOS (Basler, acA60-750um). Afin de synchroniser tous les appareils expérimentaux, un générateur de pulses (BNC 575) est ajouté au montage. Le cycle de fonctionnement de l'onde sinusoïdale envoyée au transducteur est synchronisé à l'éclairage laser ainsi qu'à la caméra de contrôle CMOS. Les deux cavités du laser sont déclenchées à un pulse d'écart pour augmenter la cadence de l'éclairage à 30 Hz. Un algorithme de traitement Shake-The-Box (LaVision) est utilisé pour reconstruire les trajectoires des particules [7]. Le champ de vitesse eulérien volumique moyen de l'écoulement en phase liquide est ensuite reconstruit.

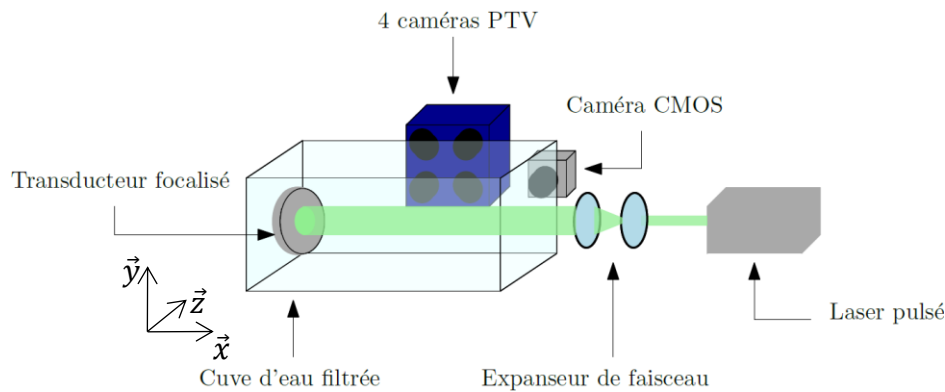


Figure 1 : Dispositif expérimental utilisé pour l'étude d'un écoulement induit par HIFU en vue du dessus. Un faisceau laser est mis en forme au travers d'un expansateur de faisceau afin d'éclairer la zone focale du transducteur mise en évidence par des traceurs fluorescents. Le suivi de ces traceurs est effectué par 4 caméras PTV. La présence de bulles de cavitation est vérifiée par une caméra CMOS.

3 Résultats

Pour chaque puissance étudiée, 20 acquisitions sont effectuées et sommées avant d'en étudier les champs de vitesse. La figure 2 présente les résultats obtenus pour une puissance acoustique de 5 W à un instant $t = 4,6$ s après déclenchement du transducteur. Pour chacune des deux puissances étudiées, la visualisation avec la caméra Basler permet de confirmer la présence de bulles de cavitation. La norme de la vitesse de l'écoulement généré le long de la direction de propagation du faisceau ultrasonore est représentée dans le plan (x,y) situé à la profondeur z_f qui correspond à la position du point focal et dans le plan (x,z) situé à la hauteur y_f du point focal. Le point focal du transducteur ultrasonore est représenté par le point noir. Une vitesse maximale de 1.1 cm/s est mesurée pour ce point de fonctionnement. Pour une hauteur y fixée, la variation de la norme du champ de vitesse le long de l'axe x met en évidence l'écoulement de type jet non-axisymétrique. La figure 3 présente l'évolution de la norme du champ de vitesse moyen dans des sections orthogonales à l'axe du faisceau ultrasonore pour une puissance de 5 W (figure 3 (a)) et 12 W (figure 3 (b)). Les sections sont présentées à la position x_f du point focal. Cela permet de mettre en évidence le caractère asymétrique du jet. Également, l'augmentation de la puissance

acoustique induit une augmentation de la vitesse de l'écoulement généré. Dans la figure 3 (b), la vitesse de l'écoulement atteint 4 cm/s soit une vitesse environ 4 fois plus élevée que dans le cas d'une puissance acoustique de 5 W.

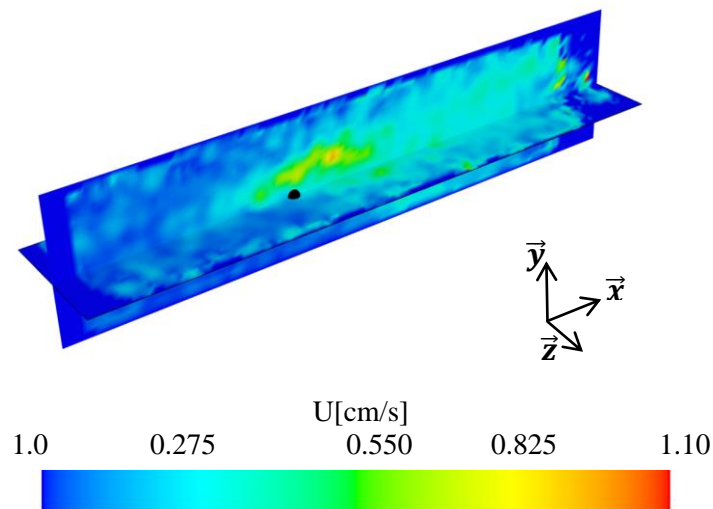


Figure 2 : Norme du champ de vitesse dans les plans $y = y_f$ et $z = z_f$. Le point focal du champ acoustique du transducteur focalisé, de coordonnées (x_f, y_f, z_f) , est matérialisé par le point noir.

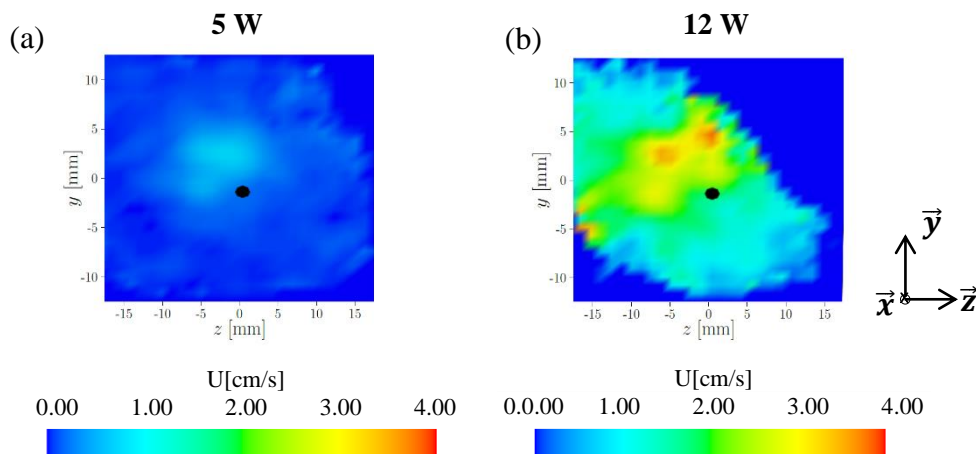


Figure 3 : Visualisation de la norme du champ de vitesse dans une section (y,z) à la position x_f du point focal à un instant $t = 4,6$ s après déclenchement du transducteur. (a) Résultats obtenus pour une onde ultrasonore générée à une puissance de 5 W. (b) Résultats obtenus pour une onde ultrasonore générée à une puissance de 12 W. Le point focal du champ acoustique du transducteur focalisé, de coordonnées (x_f, y_f, z_f) , est

4 Conclusion

Afin de caractériser des écoulements générés par la focalisation d'ultrasons de haute intensité, une expérience basée sur une technique de suivi Lagrangien 3D de particules résolu en temps a été mise en place. Les mesures effectuées pour différentes puissances acoustiques ont tout d'abord permis d'identifier un écoulement de type jet généré par HIFU et déstabilisé par la cavitation acoustique induite. La caractérisation tridimensionnelle de ce type d'écoulement a notamment mis en évidence l'aspect asymétrique du jet généré. Également, par comparaison d'écoulements générés pour différentes puissances acoustiques, une augmentation de la vitesse d'écoulement a été observée avec l'augmentation de la puissance acoustique du signal ultrasonore.

Remerciement

Ce travail est réalisé au sein du LABEX CeLyA (ANR-10-LABX-0060) de l'Université de Lyon.

Références

- [1] E. Maloney, J. H. Hwang Emerging HIFU applications in cancer therapy, *International Journal of Hyperthermia*, Vol. 31:302-309, 2015
- [2] T. Ikeda, S. Yoshizawa, Y. Matsumoto, HIFU-induced cloud cavitation control for kidney stone treatment, *The Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 140:3308, 2016
- [3] T. Hölcher, et al., Effects of varying duty cycle and pulse width on high-intensity focused ultrasound (HIFU)-induced transcranial thrombolysis, *Journal of Therapeutic Ultrasound* 1, 18, 2016
- [4] P.R Gogate, Cavitation reactors for process intensification of chemical processing applications: A critical review, *Chemical Engineering and Processing: Process Intensification*, Vol. 47(4):515-527, 2008
- [5] C. C. Coussios, R. A. Roy, Applications of Acoustics and Cavitation to Noninvasive Therapy and Drug Delivery, *Annual Review of Fluid Mechanics*, Vol. 40:395-420, 2008
- [6] R. Boluriaan, P. J. Morris, Acoustic Streaming: From Rayleigh to Today, *International Journal of Aeroacoustics*, Vol. 2(3):255-292, 2003
- [7] R. Ben Haj Slama, et al., Characterization of Focused Ultrasound induced Acoustic Streaming, *Experimental Thermal and Fluid Science*, Vol. 101:37-47, 2019
- [8] D. Schanz, S. Gezemann, A. Schröder, Shake-The-Box: Lagrangian particle tracking at high particle image densities, *Experiments in Fluids*, Vol. 57:70, 2016