

Imagerie photoacoustique multispectrale au moyen d'une sonde ultrasonore CMUT: résultats préliminaires

Maëva Vallet, F. Varray, S. Li, B. Montcel, J. Boutet, D. Vray

▶ **To cite this version:**

Maëva Vallet, F. Varray, S. Li, B. Montcel, J. Boutet, et al.. Imagerie photoacoustique multispectrale au moyen d'une sonde ultrasonore CMUT: résultats préliminaires. 12e Congrès Français d'Acoustique (CFA), Apr 2014, Poitiers, France. hal-00945403

HAL Id: hal-00945403
https://hal.science/hal-00945403

Submitted on 14 Nov 2018

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.



Imagerie photoacoustique multispectrale au moyen d'une sonde ultrasonore CMUT : résultats préliminaires

M. Vallet[a], F. Varray[a], S. Li[a], B. Montcel[a], J. Boutet[b] et D. Vray[a]
[a]CREATIS, 7 av. Jean Capelle, 69621 Villeurbanne, France
[b]CEA-LETI, 17 rue des Martyrs, 38054 Grenoble, France
maeva.vallet@creatis.insa-lyon.fr

L'effet photoacoustique (PA) permet de générer des ondes acoustiques à partir d'un objet éclairé par une onde lumineuse pulsée. L'imagerie photoacoustique, basée sur cet effet, présente ainsi les avantages des deux modalités dont elle est issue, notamment le contraste optique et la résolution des ultrasons. Cette nouvelle modalité, très prometteuse, s'applique parfaitement à l'imagerie de tissus biologiques et en particulier du système vasculaire. Dans ce contexte, nous avons réalisé un système expérimental d'imagerie PA dont nous présentons les caractéristiques ainsi que les résultats préliminaires obtenus sur des fantômes bi-modalités.
Nous présentons les méthodes d'acquisition et de formation des images PA acquises sur ce système expérimental à l'aide d'une sonde cMUT (capacitive micromachined ultrasonic transducer). Nous montrons que la bande passante théoriquement infinie en réception est particulièrement adaptée aux signaux PA large bande. Plusieurs fantômes bi-modalités, dont nous maitrisons les propriétés optiques et acoustiques ont été imagés. Nous décrivons la sensibilité du système en fonction de la nature des absorbeurs optiques choisis et de l'excitation laser multispectrale.

1 Introduction

L'effet photoacoustique (PA) est la génération d'ondes acoustiques par un objet éclairé par une onde lumineuse pulsée. Lorsque cet objet est soumis à des impulsions lumineuses, les absorbeurs optiques qu'il contient absorbent l'énergie apportée par chaque impulsion. Cela entraine une augmentation locale et instantanée de la température, donnant lieu à une expansion thermique, à l'origine d'une onde de pression acoustique [1, 2].

Cet effet trouve des applications dans le domaine médical par l'illumination de tissus biologiques à l'aide d'un laser pulsé. Les ondes acoustiques générées au sein des tissus se propagent ensuite jusqu'à la surface où elles peuvent être détectées [2]. De ce fait, l'imagerie photoacoustique présente les avantages des deux modalités dont elle est issue, en s'affranchissant de leurs principales limites. Notamment, le contraste est celui de l'optique et la résolution celle des ultrasons. Cette modalité d'imagerie s'applique en particulier au système vasculaire qui possède un bon contraste d'absorption optique par rapport aux tissus environnants dans le proche infrarouge. De plus, l'utilisation d'une illumination multispectrale et la connaissance *a priori* des spectres d'absorption des absorbeurs principaux permet d'améliorer la sensibilité du système en ciblant l'absorbeur optique visé. En effet, un absorbeur sera particulièrement visible en PA aux longueurs d'ondes proches de son maximum d'absorption, et invisible à celles où il n'absorbe pas.

Le signal PA théorique d'un absorbeur sphérique a la forme d'un "N", présentant un signal triangulaire positif puis son équivalent négatif. Il s'agit du résultat de deux ondes : une onde de compression divergente partant de l'absorbeur et une onde de compression convergente vers le centre de ce dernier, devenant une onde de raréfaction qui arrive au niveau du capteur avec un certain retard [3]. Le contenu fréquentiel d'un signal PA augmente lorsque la taille des absorbeurs est réduite. Par conséquent, on considère qu'un signal PA émit par des tissus biologiques est très large bande, de 1 MHz jusqu'à 100 MHz [2, 3].

L'acquisition de ces signaux peut être réalisée au moyen d'une sonde ultrasonore (US) semblable à celles utilisées en échographie. Toutefois, les sondes US classiques ont une bande passante limitée tant en transmission qu'en réception. La technologie cMUT (capacitive micromachined ultrasound transducer, [4]) apparue il y a quelques années peut permettre de lever cette limitation car la bande passante en réception est théoriquement infinie [5].

Dans ce papier, nous présentons les caractéristiques de notre système expérimental et les résultats préliminaires *in vitro* obtenus sur des fantômes bi-modalités réalisés au laboratoire. Les acquisitions sont effectuées au moyen d'une sonde piezoélectrique et d'une sonde cMUT. Nous comparons ainsi les résultats obtenus par les deux sondes afin de mettre en avant l'intérêt de la technologie cMUT pour l'acquisition de signaux PA.

2 Matériel

2.1 Plateforme expérimentale

La plateforme expérimentale d'imagerie PA se présente en deux parties : l'émission des impulsions laser et la réception des ondes US générées.

La partie optique est constituée d'un laser pulsé Nd :YAG muni d'un tripleur de fréquence (Quanta-ray INDI, Spectra-Physics) délivrant des impulsions lumineuses de l'ordre de 5 ns à une fréquence de répétition de 10 Hz. Des acquisitions ont été réalisées à 532 nm et 1064 nm jusqu'à 160 mJ/impulsion. Le diamètre du faisceau incident est d'environ 1 cm.

L'acquisition du signal PA est réalisée à l'aide d'un échographe clinique de recherche (SonixRP, Ultrasonix) couplé à un module d'acquisition (SonixDAQ, Ultrasonix). Ce module complémentaire permet l'acquisition en parallèle de 128 lignes radiofréquences (RF). Il est synchronisé sur le système laser, permettant ainsi, avant la formation de voie, d'acquérir une image au moment où débute l'impulsion laser. Cependant, un décalage de 1 μs est présent entre le début du signal de synchronisation et le début de l'acquisition des signaux RF.

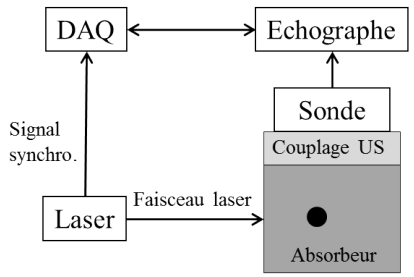


FIGURE 1 – Schéma du montage expérimental.

Le faisceau laser est dirigé vers l'absorbeur optique contenu dans le fantôme. La réception des signaux s'effectue perpendiculairement à cette illumination, comme le montre la Figure 1. Une attention particulière est portée au couplage US entre le fantôme et la sonde afin d'optimiser la réception du signal.

Ce dispositif nous permet d'acquérir alternativement des images PA et des images US.

2.2 Sondes ultrasonores

Nous utilisons ici deux sondes linéaires ultrasonores dotées de technologies différentes. La première est une sonde linéaire classique, de type piezoélectrique (PZT) (L14-5W/60, Prosonic), la seconde est une sonde linéaire cMUT (Vermon). Les principales caractéristiques des deux sondes sont présentées dans le Tableau 1 (données constructeurs).

Tableau 1 – Caractéristiques des sondes utilisées.

	L14-5W/60	cMUT
Fréquence centrale (MHz)	7,5	4
Bande passante fractionnelle	80%	110%
Nombre d'éléments	128	128
Distance entre deux éléments (μm)	472	305

2.3 Fantômes

Plusieurs fantômes bi-modalités réalisés au laboratoire ont été imagés. Il s'agit de blocs de cryogel, un matériau constitué de 10% de PVA (Alcool Polyvinylique) et d'eau, dans lesquels des absorbeurs optiques ont été placés. Les propriétés optiques et acoustiques de ce milieu peuvent être ajustées selon le nombre de cycles de congélation qu'il subit [6]. Avec 4 cycles, ce milieu présente un coefficient de diffusion réduit d'environ $\mu_s' = 6\ cm^{-1}$ et un coefficient d'absorption négligeable ($\mu_a << 1\ cm^{-1}$). La vitesse de propagation du son est d'environ 1520 $m.s^{-1}$.

Les différents absorbeurs optiques utilisés, illustrés dans la Figure 2, consistent, pour le premier fantôme, en une gaine plastique noire d'environ 1,6 mm de diamètre, et pour le second fantôme, d'une inclusion sphérique, d'environ 15 mm de diamètre, constituée de cryogel teinté à l'encre de Chine. Un troisième fantôme présente deux tubes (diamètre intérieur 1 mm, diamètre extérieur 2 mm) contenus dans du cryogel et dans lequel sont injectées deux encres possédant des spectres d'absorption distincts, afin de tester l'illumination multispectrale. Des encres noire et vermillon sont utilisées. Le Tableau 2 présente les coefficents d'absorption de ces deux encres aux deux longueurs d'ondes d'excitation utilisées.

Tableau 2 – Coefficients d'absorption des encres utilisées (u.a.).

	Encre noire	Encre vermillon
532 nm	100	23,2
1064 nm	42,7	0

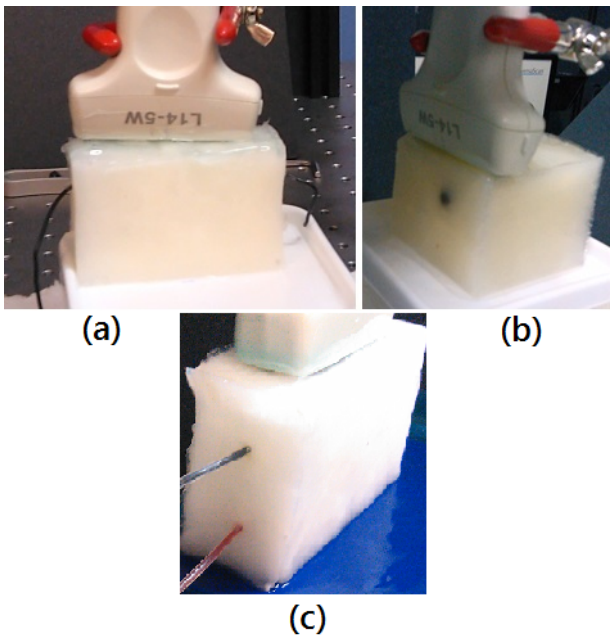


Figure 2 – Photographies des fantômes bi-modalités imagés. (a) Gaine en plastique noir moulée dans du cryogel, (b) inclusion sphérique de cryogel teinté à l'encre de Chine, le tout dans du cryogel, (c) tubes remplis d'encre noire ou vermillon, moulés dans du cryogel.

3 Méthode

3.1 Acquisitions

Pour chacun des deux premiers fantômes, des acquisitions ont été réalisées dans la même configuration et avec les deux sondes ultrasonores. Ces acquisitions ont été effectuées à 1064 nm à différents niveaux d'énergie, jusqu'à 160 mJ/impulsion. Une image de fond, réalisée sans illumination laser, a également été acquise afin d'évaluer le bruit du système. Chaque acquisition dure quelques secondes et comporte une quarantaine d'images à partir desquelles un moyennage est réalisé.

Le dernier fantôme, présentant deux absorbeurs différents, a été imagé avec une illumination à 532 nm et 1064 nm, à 40 mJ/impulsion, à l'aide de la sonde cMUT.

Pour chacun des fantômes, une image échographique classique (mode B) a également été acquise, dans la même disposition, afin de superposer l'image PA à l'image mode B.

3.2 Reconstruction

Les images acquises sur les fantômes ont été reconstruites grâce à la méthode k-Wave [7]. Les échos initialement reçus par la sonde linéaire sont exprimés dans le domaine de Fourier. Les différents échantillonnages utilisés sont définis par :

$$\begin{cases} k_t & \in & [0; \pi/dt] \\ k_x & \in & [0; c\pi/dx] \\ k & = & \sqrt{k_t^2 + k_x^2} \end{cases} \quad (1)$$

avec dt l'échantillonnage temporel, dx l'échantillonnage spatial latéral. La focalisation des échos reçus est donc

réalisée par ré-échantillonnage du spectre. Ainsi, pour chaque ligne spatiale du spectre, une interpolation est réalisée de l'axe k_t sur l'axe k. De cette manière, les divers échos sont focalisés et il a été montré que la reconstruction du signal PA est de meilleure qualité qu'avec des reconstructions basées sur des approches de retard temporel [7]. Un autre avantage de cette reconstruction est sa rapidité de calcul et son implémentation temps réel.

3.3 Quantification

Deux critères sont évalués afin de comparer les acquisitions réalisées au moyen des sondes PZT et cMUT. Il s'agit du rapport signal-sur-bruit (SNR) et du rapport contraste-sur-bruit (CNR), permettant de juger de la qualité des images obtenues. Le calcul de ces deux paramètres nécessite de définir une région de l'image contenant du signal (S) et une région similaire caractérisant le bruit (N). Ces régions, que l'on appelle régions d'intérêt ou ROI, sont constituées de rectangles de 6x6 mm. La Figure 3 montre un exemple de deux ROI définies sur une des acquisitions effectuées sur l'inclusion sphérique.

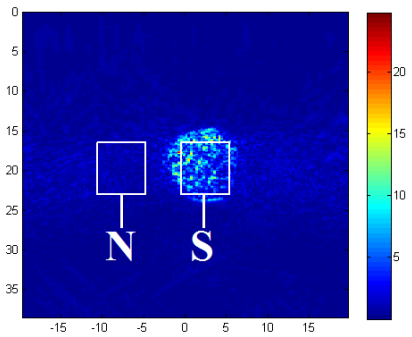


FIGURE 3 – Exemple de régions d'intérêt (ROI).

Les deux rapports sont calculés selon les expressions suivantes :

$$SNR = 20\ log_{10}\left(\frac{\overline{S}}{\sigma_N}\right) \tag{2}$$

$$CNR = 20\ log_{10}\left(\frac{\overline{S} - \overline{N}}{\sigma_N}\right) \tag{3}$$

avec $\overline{(.)}$ la moyenne et $\sigma(.)$ l'écart type de la ROI considérée.

4 Résultats

4.1 Comparaison des sondes cMUT et PZT

La fréquence centrale et la bande passante des deux sondes sont calculées dans le cadre de cette application, à partir des acquisitions réalisées sur le fantôme contenant la gaine. Pour la sonde PZT nous obtenons une fréquence centrale autour de 4,5 MHz et une bande passante de 80% tandis que pour la cMUT la fréquence centrale est à 3,5 MHz et la bande passante est à 140%.

La Figure 4 présente les images PA réalisées sur le fantôme contenant l'inclusion sphérique teintée, avec les deux sondes US. Les images PA sont représentées, ainsi que la superposition de ces signaux sur les images échographiques classiques. Elles correspondent aux acquisitions réalisées au maximum d'énergie, à savoir 160 mJ/impulsion.

Pour ce même fantôme, nous avons calculé, à chaque niveau d'énergie et pour les deux sondes, le SNR, le CNR, ainsi que le maximum d'amplitude du signal. Les résultats sont présentés sur la Figure 5.

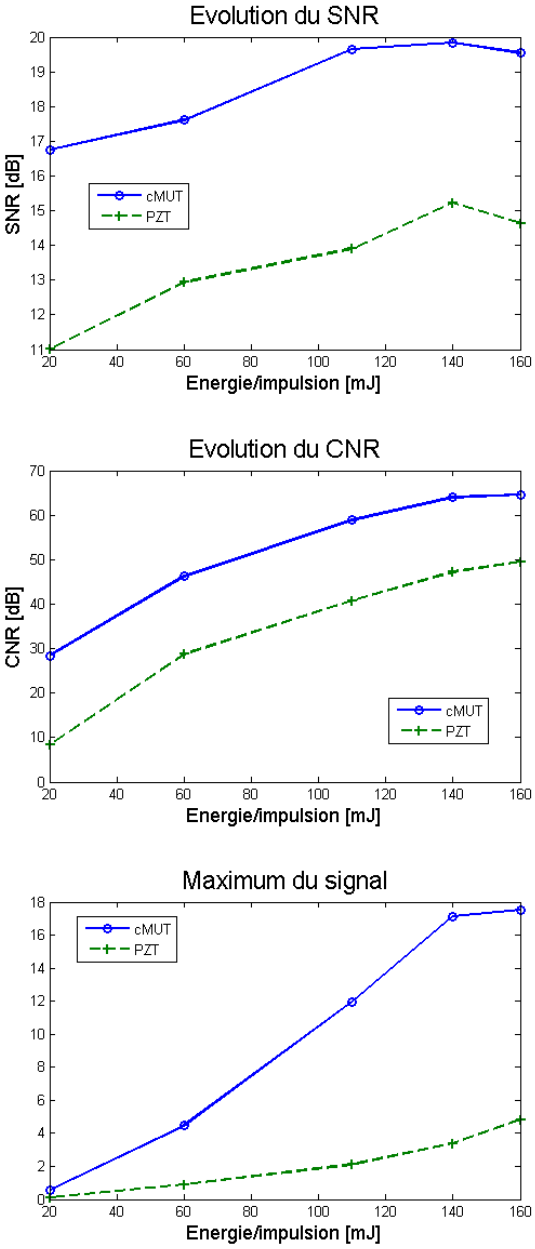


FIGURE 5 – Evolutions du SNR, du CNR et du maximum d'amplitude du signal en fonction des niveaux d'énergie pour les deux sondes.

4.2 Illumination multispectrale

Afin de tester la sonde cMUT avec une illumination multispectrale, nous avons acquis des images à deux longueurs d'onde différentes de notre fantôme contenant deux encres. La Figure 6 présente ces images PA superposées aux images US. Il est alors possible de comparer les amplitudes maximales du signal PA obtenu pour les deux encres et aux deux longueurs d'onde d'excitation. Ces valeurs sont données dans le Tableau 3.

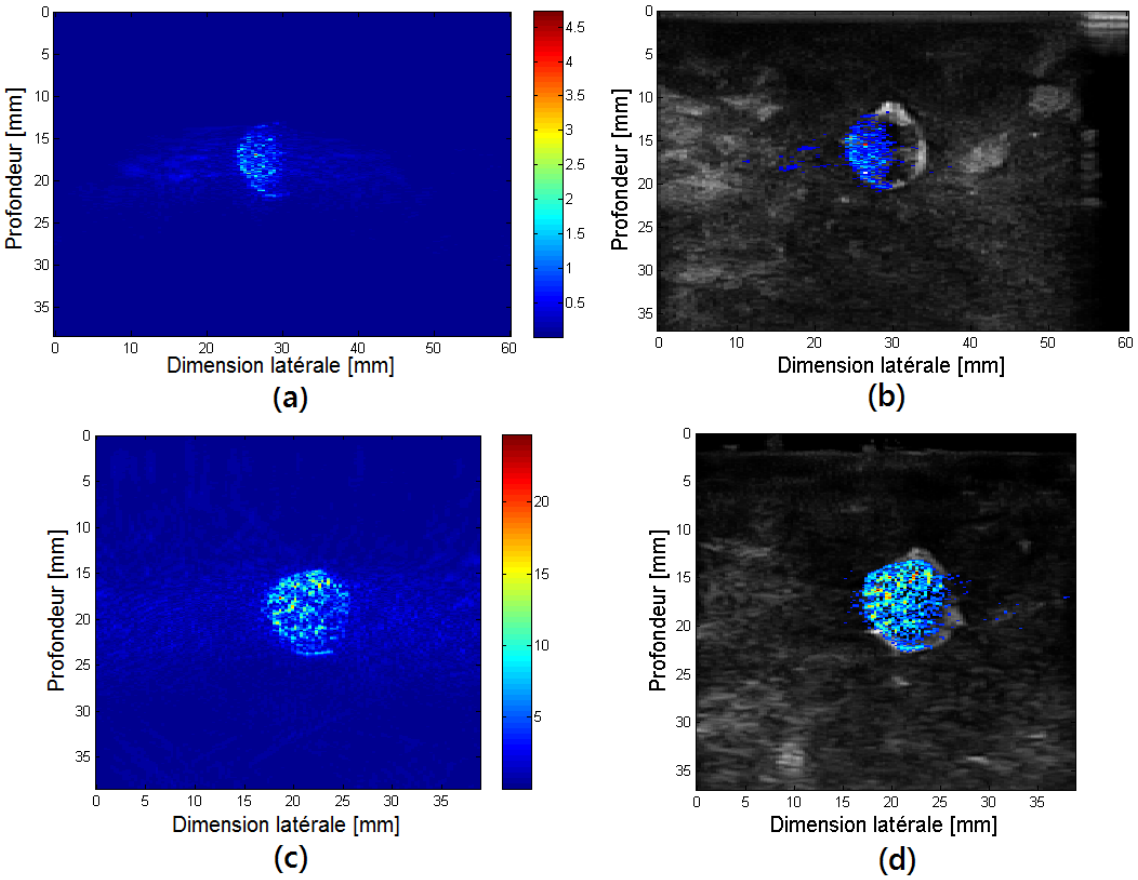


FIGURE 4 – Images PA et PA/US de l'inclusion sphérique teintée. (a) Image PA obtenue par la sonde PZT, (b) image PA superposée à l'image mode B, sonde PZT, (c) image PA obtenue par la sonde cMUT, (d) image PA superposée à l'image mode B, sonde cMUT.

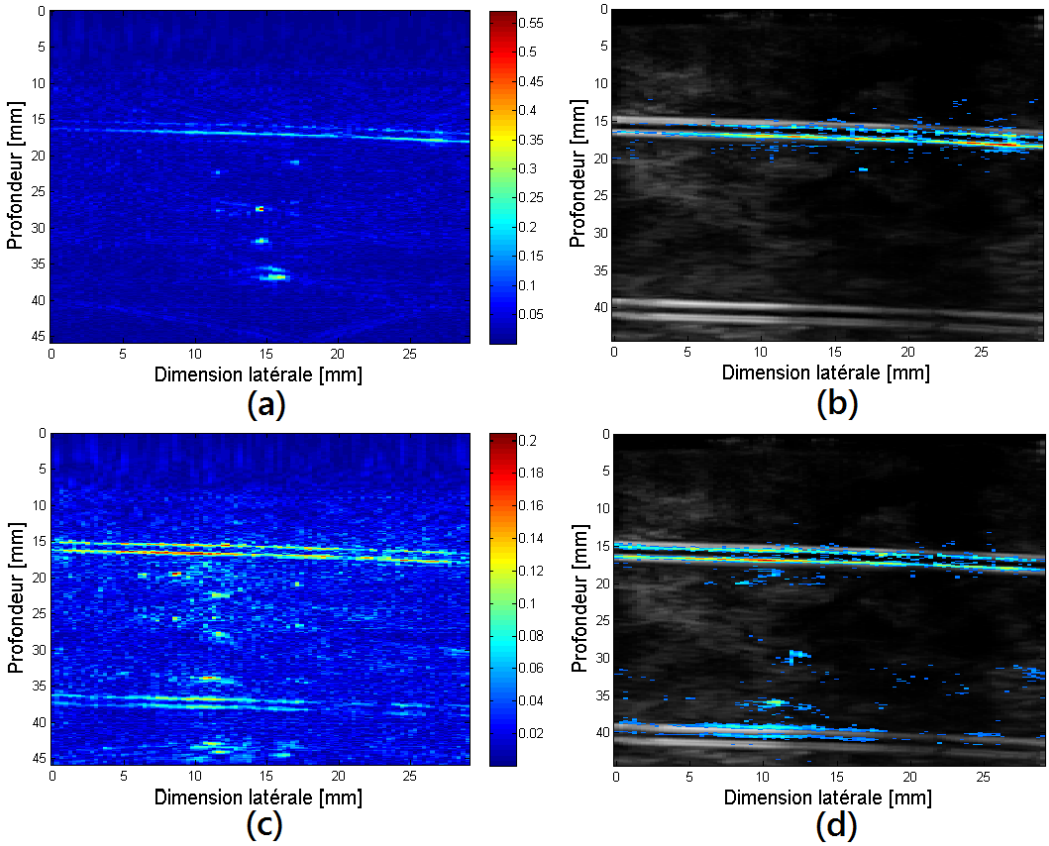


FIGURE 6 – Images PA et PA/US des tubes remplis d'encre noire (haut) et vermillon (bas). (a) et (b) Excitation à 1064 nm, (c) et (d) excitation à 532 nm.

Tableau 3 – Amplitudes des signaux PA (u.a.).

	Encre noire	Encre vermillon
532 nm	100	54,8
1064 nm	59,1	12,2

5 Discussion

Cette étude expérimentale montre la possibilité et l'intérêt d'utiliser une sonde cMUT pour faire de l'imagerie PA. Nous avons vérifié que celle-ci présente effectivement une bande passante en réception plus grande qu'une sonde PZT classique. Les faibles niveaux d'amplitude et le bruit électronique du système. La qualité des images obtenues se trouve ainsi améliorée, par rapport à la sonde PZT, comme le montrent les courbes du SNR, CNR et du maximum du signal, tous en faveur de la sonde cMUT.

Nous montrons également l'importance du choix de la longueur d'onde d'excitation laser, qui doit être sélectionnée en fonction de l'absorbeur optique visé, pour plus de spécificité. Grâce à la différence d'absorption des deux absorbeurs utilisés et une excitation multispectrale adaptée, nous pouvons différencier les deux encres.

6 Conclusion

Cette étude permet de mettre en avant l'intérêt de la technologie cMUT pour l'imagerie PA. Si la comparaison entre les sondes PZT et cMUT permet de se positionner en faveur de cette dernière, il faut poursuivre la caractérisation de cette sonde pour en connaître plus finement les performances.

Nous avons également montré que l'utilisation d'une excitation laser multispectrale permet de différencier et de localiser différents absorbeurs et pourrait ainsi permettre d'obtenir des informations fonctionnelles à partir des tissus biologiques. Une telle application soulève une autre question relevant du problème inverse optique, à savoir l'identification un absorbeur optique à partir du signal PA reçu.

Une étape supplémentaire consisterait à augmenter le nombre de longueurs d'onde d'excitation laser, ce qui, pour des raisons matérielles, se ferait au détriment de l'énergie d'excitation laser.

Remerciements

Ce travail a été réalisé grâce au soutien financier des LABEX CELYA (ANR-10-LABX-0060) et PRIMES (ANR-11-labx-0063) de l'Université de Lyon, dans le cadre du programme "Investissements d'Avenir" (ANR-11-IDEX-0007) géré par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR). La sonde cMUT a été financée dans le cadre de l'ANR-11 TecSan-008-01 BBMUT de l'Université de Lyon.

Références

[1] A. G. Bell, Upon the production and reproduction of sound by light, *Am. J. Sci* **20**, 305 (1880).

[2] C. Li and L. V. Wang, Photoacoustic tomography and sensing in biomedicine, *Phys. Med. Biol.* **54**, pp. 59-97 (2009).

[3] G. T. Diebold, T. Sun and M. I. Khan, Photoacoustic monopole radiation in one, two, three dimensions, *Phys. Rev. Lett.* **67**, pp. 3384-3387 (1991).

[4] A. S. Ergun, Y. Huang, X. Zhuang, O. Oralkan, G. G. Yarahoglu, and B. T. Khuri-Yakub, Capacitive micromachined ultrasonic transducers : fabrication technology, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* **55(2)**, pp. 327-342, (Feb. 2008).

[5] X. Jin, O. Oralkan, F. Levent Degertekin and B. T. Khuri-Yakub, Characterization of One-Dimensional Capacitive Micromachined Ultrasonic Immersion Transducer Array, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* **48(3)**, pp. 750-760, (May 2001).

[6] F. Duboeuf, A. Basarab, H. Liebgott, E. Brusseau, P. Delachartre, and D. Vray, Investigation of PVA cryogel Young's modulus stability with time, controlled by a simple reliable technique, *J. Med. Phys.* **36(2)**, pp. 656-661, (2009).

[7] B. E. Treeby and B. T. Cox, k-Wave : MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields, *Journal of Biomedical Optics* **15 (2)**, 021314, (2010).