

Développement de sondes cMUT dans le domaine médical

L'objectif de ce chapitre est de montrer, à travers les différents exemples de sondes conçues pour des applications médicales, le niveau de maturité atteint aujourd'hui par la technologie cMUT, sans pour autant occulter les points problématiques de leurs comportements.

Ce chapitre se divise en deux sections. La première présente les différentes applications médicales où la technologie cMUT a été introduite. La seconde section détaille les facteurs limitant encore de nos jours le développement des sondes cMUT dans le domaine ultrasonore. Pour chaque problématique abordée, un bref état de l'art des solutions apportées par la communauté scientifique est réalisé.

3.1 Sondes cMUT et applications médicales

3.1.1 Echographie 2-D

Malgré la mise au point de nouvelles modalités d'imagerie ultrasonore, l'imagerie échographique conventionnelle reste l'application la plus courante des sondes ultrasonores multi-éléments. C'est donc assez naturellement que les premiers développements de sonde cMUT se sont tournés vers cette modalité.

Oralkan *et al.* sont les premiers à présenter des images réalisées à partir d'une sonde cMUT [107, 104]. Selon le protocole expérimental mis en place pour ces premières expériences, les images ont été reconstruites à posteriori à partir des lignes RF acquises pour un milieu constitué uniquement de cibles plongées dans l'huile. La forte corrélation des images obtenues avec les images théoriques attendues, a dès lors permis d'établir une preuve de concept sur l'intérêt des technologies cMUT. Dès ces premières images, les couplages inter-éléments (électrique et mécanique) sont apparus comme étant une cause de détérioration de la qualité des images.

Les premières images *in-vivo* temps réel ont rapidement suivies. Elles ont été réalisées par Mills *et al.* sur une carotide [89] (voir figure 3.1). Dans cette étude, les images obtenues

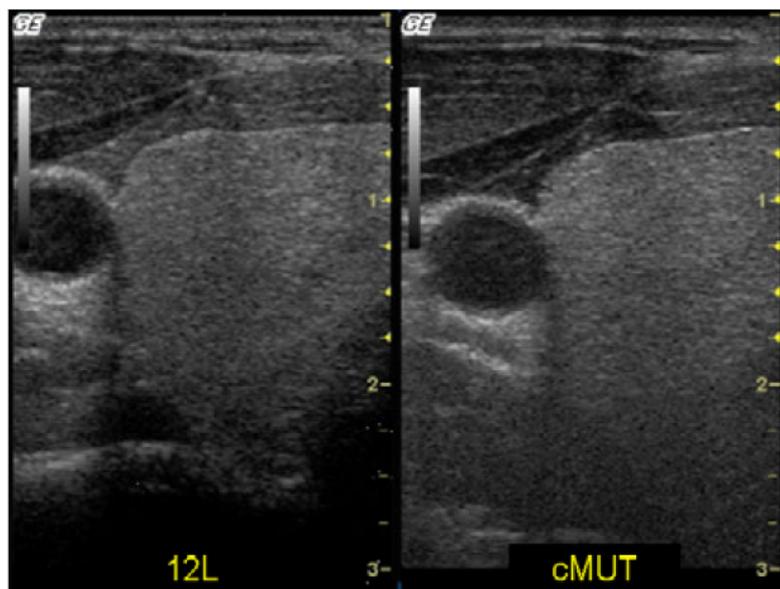


FIGURE 3.1 – Comparaison entre la première image *in-vivo* réalisée avec une sonde cMUT et celle obtenue avec une sonde piézoélectrique de référence [89]

avec la sonde cMUT sont comparées qualitativement à celles obtenues avec une sonde piézoélectrique de topologie identique. Une meilleure résolution axiale et une profondeur de pénétration plus faible sont observées sur les images réalisées avec la sonde cMUT. Ces résultats confirment un gain en bande passante (dans ce cas 110% pour la sonde cMUT contre 80% pour la sonde piézoélectrique), au détriment de la sensibilité, des sondes cMUT vis à vis des sondes piézoélectriques.

En s'appuyant sur des paramètres quantitatifs définissant la qualité des images échographiques (contraste, sensibilité, résolution, rapport signal sur bruit), Legros *et al.* proposent en 2008 de comparer les performances acoustiques d'une sonde cMUT à celles d'une sonde piézoélectrique de géométrie identique [75]. Pour cela, des tests sont réalisés *in-vitro* sur un fantôme. Malgré un environnement non-adapté à la sonde cMUT, c'est à dire un packaging de sonde et un imageur dédiés aux sondes piézoélectriques, les deux technologies montrent des niveaux de performance relativement équivalents, avec pour la sonde cMUT : une résolution temporelle légèrement augmentée, un meilleur contraste et un champ de vue plus large.

Parmi les travaux réalisés sur le développement de sondes cMUT dédiées à l'imagerie 2-D conventionnelle, l'université de Rome occupe aussi une place importante. En effet, après avoir entrepris de nombreuses recherches sur le sujet [33, 18, 116], Savoia *et al.* publient en 2012 une version aboutie de sonde cMUT centrée à 12 MHz [117]. Réalisée à partir de leur procédé « renversé », cette sonde est connectable à un échographe de la société Esaote.

Très récemment, en 2009, la société Hitachi a annoncé la commercialisation d'une sonde cMUT pour l'imagerie du sein [50]. Bien que très peu d'information ait filtré sur ce produit, cette annonce de commercialisation confirme le niveau de maturité de la technologie cMUT.

3.1.2 Echographie 3-D

De nos jours, il existe principalement deux topologies de sondes pour l'imagerie tridimensionnelle : les sondes linéaires 1-D à balayage mécanique ou les sondes 2-D, appelées matrices, à balayage électronique. Bien que les sondes 1-D à balayage mécanique soient suffisantes dans un grand nombre d'applications (imagerie 3-D du fœtus par exemple), la topologie 2-D est plus intéressante en termes de performance et d'application potentielle.

Afin d'obtenir une image tridimensionnelle de qualité avec une matrice, il est nécessaire que le faisceau ultrasonore puisse être focalisé et défléchi dans les deux plans de la sonde. Ainsi, afin de permettre cette modalité, les pas du réseau sont généralement choisis aux alentours de $\frac{\lambda}{2}$ (avec λ la longueur d'onde dans le milieu de propagation à la fréquence d'utilisation). Réaliser des éléments de cette taille en technologie traditionnelle n'est pas une chose aisée. En effet, en plus des problèmes liés à la conception de la sonde en elle-même, il existe aussi toutes les difficultés liées à la reprise de contact et aux câblages des éléments. Au vu des faibles valeurs électriques caractérisant ces éléments de petites tailles, il est notamment difficile de transmettre les signaux reçus sans introduire un important bruit électrique. L'origine de ce bruit est principalement due à la capacité parasite apportée par les câbles. Bien que ce type de matrice ait déjà été développé en technologie PZT, notamment pour l'imagerie cardiaque, la technologie cMUT apparaît comme une solution intéressante afin de simplifier l'intégration de ces sondes et de réduire leur coût de conception.

En 2002, l'université de Stanford a proposé un premier prototype de matrice composé de 16 x 16 éléments centrés à 5 MHz, avec un pas de 150 μm [59]. Les deux principales innovations introduites dans ce démonstrateur portent essentiellement sur la connectique. La première est l'introduction de vias afin de pouvoir reporter l'accès aux éléments sur la face arrière du substrat. L'autre est la conception d'une électronique intégrée de gestion des 16 x 16 faisceaux ultrasonores. Selon ce procédé, la puce cMUT et l'électronique sont réalisés séparément avant d'être assemblés par une technique de type « flip-chip bonding » [141]. Par la suite, les principales améliorations réalisées par l'université de Stanford ont porté sur le développement de l'électronique intégrée [141, 138] et de la stratégie de formation de faisceaux [103, 139, 60].

En 2008, Wygant *et al.* proposent une première amélioration de l'électronique [141]. Le circuit intégré ainsi développé, comprend pour chaque élément de la matrice : un préamplificateur, un générateur d'impulsion et un switch permettant de protéger l'électronique basse tension des sorties du générateur. Bien que chaque élément possède leur propre générateur, cette première version d'électronique ne permet pas d'utiliser plusieurs éléments en même temps. Ce choix a été fait de façon à simplifier fortement l'implémentation de l'électronique. Les images 3-D ont donc été réalisées en utilisant des algorithmes de reconstruction synthétique. Les principaux défauts observés sont : un faible rapport signal sur bruit, la présence de lobes latéraux et l'apparition de lobes de réseaux pour de faibles angles de déflexion ($\pm 37^\circ$).

L'imagerie tridimensionnelle temps-réel n'a été possible qu'à partir du développement d'une seconde génération d'électronique couplée à une stratégie de formation de faisceaux permettant de définir un nombre limité d'éléments récepteurs et émetteurs [138]. Les premières images 3-D temps réel ont été obtenues sur un simple fantôme filaire (fils de nylon

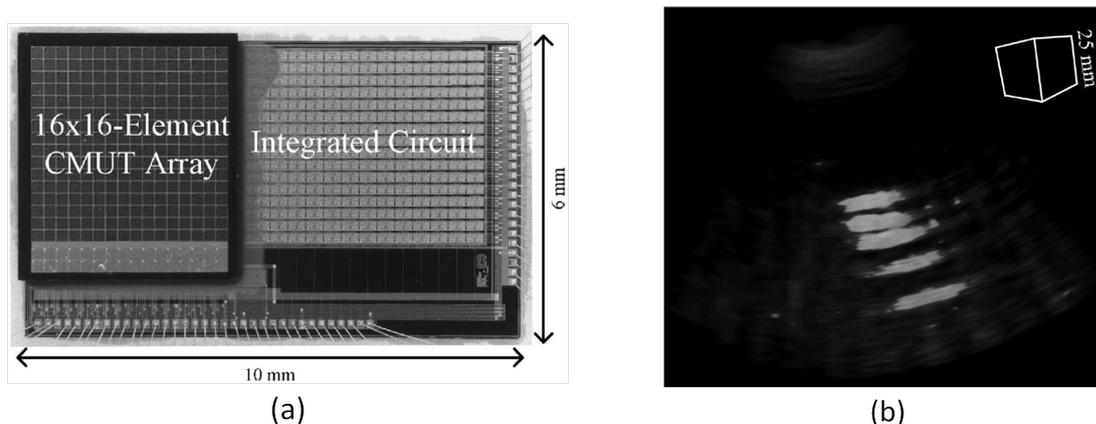


FIGURE 3.2 – (a) Photographie du dispositif final. (b) Image 3-D du fantôme filaire [138].

de $150\ \mu\text{m}$ de diamètre) (figure 3.2) et sur un fantôme d'artère cardiaque en silicone. Une amélioration du rapport signal sur bruit de 23 dB est obtenue sur ces images par rapport aux images réalisées avec la première version d'électronique. Pour une image étendue sur 3 cm de profondeur et une exploration de 90° dans les deux plans de la sonde, cette électronique permet d'atteindre une fréquence de 12 images par seconde.

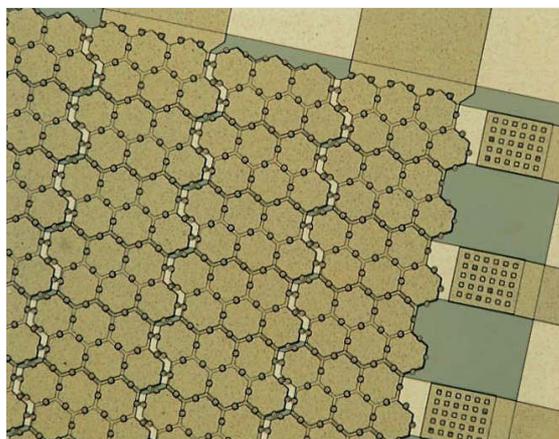


FIGURE 3.3 – Photographie de la barrette 2-D à électrodes orthogonales réalisée par Daft *et al.* [35]

D'autres équipes se sont aussi intéressées au développement de sonde 2-D pour l'imagerie tridimensionnelle [35, 77, 150]. Leur idée, afin de faciliter la gestion des voies, consiste à définir la matrice 2-D en adressant orthogonalement les électrodes inférieures et les électrodes supérieures. Chaque émetteur acoustique est ainsi simplement défini par l'intersection entre une électrode horizontale et une verticale (voir figure 3.3). Cette méthode permet, pour une barrette de $N \times N$ éléments, de réduire le nombre de connections à $2N$ au lieu des N^2 nécessaires pour une barrette 2-D traditionnelle. L'inconvénient que présente ce choix d'adressage des émetteurs est qu'il ne permet pas de focaliser le faisceau ultrasonore simultanément dans les deux plans de la sonde. Cependant, des travaux sont en cours sur

ce sujet afin de s'affranchir de cette problématique [113]. Bien que cette topologie de sonde soit très prometteuse, aucune image tridimensionnelle n'a pour l'instant été obtenue avec ce type de matrice 2-D.

3.1.3 Echographie Hautes Fréquences

Dans le domaine de l'imagerie ultrasonore, l'échographie hautes fréquences est un axe de recherche de plus en plus important. Les principaux domaines d'application pouvant profiter de cette amélioration sont : la dermatologie, l'ophtalmologie et l'imagerie du petit animal. Ces applications nécessitent d'imager des couches de tissu avec des longueurs d'onde bien inférieures à celles utilisées en échographie conventionnelle, d'où la nécessité d'augmenter les fréquences d'exploration, au détriment des profondeurs que l'on peut visualiser.

Dans la littérature, l'échographie est définie comme étant hautes fréquences à partir de 20 MHz. L'utilisation d'une barrette multi-éléments, au regard d'un transducteur mono-élément à balayage mécanique, présente de nombreux avantages : une fréquence image plus importante, la possibilité de focalisation dynamique et de déflexion du faisceau ultrasonore. Toutefois, leur développement est fortement limité par de nombreuses contraintes liées à l'usinage et à la réalisation de couche de matériau PZT de faible épaisseur. Il est clair que pour les technologies cMUT, adresser les applications hautes fréquences, c'est réaliser des membranes plus petites ou plus épaisses. Dans un cas comme dans un autre, l'excursion nécessaire est parfaitement compatible avec les procédés de fabrication précédemment décrits. La principale difficulté réside dans la conception de cavités de faible épaisseur, aux alentours de 100 nm, afin d'éviter des tensions d'excitation trop élevées et incompatibles avec les formateurs de faisceaux actuels.

Les premiers à proposer d'utiliser la technologie cMUT pour cette application sont Oralkan *et al.* en 2004 [105]. Les deux barrettes développées durant leurs travaux sont composées de 64 éléments chacune et réalisées par une technique de micro-usinage de surface. Les deux designs présentent un gap de 150 nm, un pitch inter-membranes de 18 μm , un pitch inter-éléments de 36 μm et des rayons de membrane de 5 ou 6 μm . Aucune image hautes fréquences n'est présentée avec ces dispositifs et les résultats expérimentaux fournis se limitent à des mesures en pulse-écho menées dans l'huile. Les dispositifs ont une fréquence centrale mesurée de 45 et 30 MHz, avec une bande passante à -6 dB de 14.6 et 23.6 MHz respectivement. Les faibles bandes passantes mesurées s'expliquent, selon les auteurs, par la faible surface active des dispositifs. Pour résoudre ce problème, ils proposent d'utiliser un procédé de fabrication wafer-bonding afin de s'affranchir des puits d'excavation.

En utilisant une électronique dédiée à l'imagerie hautes fréquences [140], Yeh *et al.* présentent les premières images haute résolution obtenues à partir d'une sonde cMUT [146]. Dans ces travaux, les performances de trois topologies de barrettes sont comparées : deux fonctionnant en mode traditionnel et une fonctionnant en mode collapsé [4]. Avec ce mode d'utilisation, la fréquence centrale de la barrette initialement centrée à 10 MHz passe à 20 MHz, avec une bande passante de 85%. Les deux autres dispositifs vibrent à 26 MHz et 41 MHz, avec des bandes passantes respectives de 52% et 32%. Un bon niveau de pression et une bande passante convenable sont donc observés avec la sonde fonctionnant en mode collapsé. Les deux autres configurations possèdent des niveaux de performances

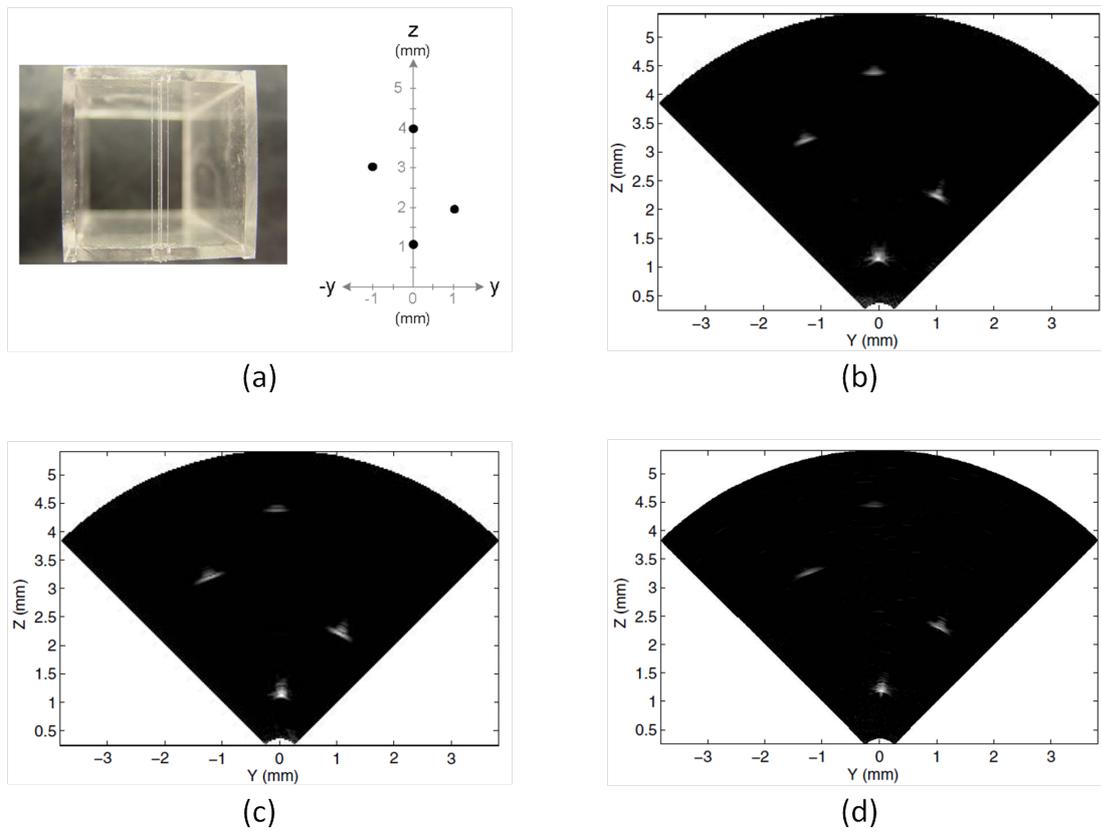


FIGURE 3.4 – (a) Photographie et schéma du fantôme filaire. (b) Image réalisée avec la sonde 20 MHz fonctionnant en mode collapsé. (c) Image réalisée avec la sonde 26 MHz fonctionnant en mode traditionnel. (d) Image réalisée avec la sonde 41 MHz fonctionnant en mode traditionnel. [146]

moins intéressants, en raison aussi du faible taux de surface active (réalisation par micro-usinage de surface). Pour chaque configuration de sonde, une image est réalisée sur un fantôme filaire en utilisant un algorithme de reconstruction synthétique (voir figure 3.4).

Yeh *et al.* développent, à l'issue de ces premiers résultats, les premières barrettes hautes fréquences réalisées par wafer bonding [145]. Une barrette linéaire centrée à 41.9 MHz et possédant une bande passante de 87% est réalisée, soit presque trois fois la valeur obtenue auparavant. Dans ces travaux, ils proposent aussi d'adapter l'imagerie hautes fréquences à l'imagerie intra-vasculaire en développant des réseaux annulaires.

Pour des barrettes hautes fréquences, l'emploi d'une lentille en matériau silicone traditionnel est un aspect problématique de conception, étant donné qu'à hautes fréquences son atténuation n'est plus négligeable. Cet impact a par ailleurs été parfaitement mis en exergue par Zahorian *et al.* [147]. Ils comparent, dans leur étude, un réseau annulaire centré à 40 MHz couvert de 20 μm de silicone au même dispositif sans protection. En plus d'une atténuation de la pression émise, ils constatent que la fréquence centrale mesurée est identique, mais que la bande passante chute de 13 MHz à 9.7 MHz.

3.1.4 Imagerie intra-vasculaire

Depuis une quinzaine d'années, l'imagerie intra-vasculaire est un domaine en pleine extension où de nombreuses applications ont vu le jour. Parmi les plus répandues, on peut citer : le guidage pour le traitement d'occlusion de vaisseaux, l'aide au déploiement de stent ou le monitoring pour des actes d'ablation ou de biopsie.

Ces applications imposent l'utilisation de barrettes de petites dimensions, taille globale comprise entre 1 et 2 mm, avec comme défi de pouvoir intégrer l'électronique de réception dans la sonde. Cette brique technologique est indispensable, si l'on veut transmettre des signaux RF à fort rapport signal sur bruit, compte tenu de la longueur des cables de liaison (distance sonde-imageur \approx 2 m). La technologie cMUT peut couvrir ce défi, relevé aujourd'hui par deux équipes, l'équipe du Pr. Khuri-Yakub (université de Stanford) et celle du Pr. Degertekin (université Georgia Tech). Parmi l'ensemble de leurs travaux, uniquement les sondes les plus abouties sont présentées ici.

Deux générations de sondes ont été proposées par l'université de Stanford, une première sans électronique intégrée [36, 106] et une seconde la comprenant [97, 96, 92]. Seule la seconde génération, la plus intéressante bien sûr, est présentée ici. Deux topologies de barrettes centrées à 10 MHz ont été développées : une « micro » barrette linéaire composée de 24 éléments (figure 3.5-(a)) et une barrette circulaire composée de 64 éléments (figure 3.5-(b)). La taille globale de la barrette linéaire est de 1.7 x 1.3 mm² et le diamètre extérieur de la barrette circulaire est de 2.5 mm. Pour chacune des configurations, l'électronique de réception a été développée sur son propre substrat, puis associée à la puce par une technique de soudure de type flip-chip [141]. L'électronique de la barrette linéaire se présente sous la forme d'une carte électronique comportant 24 voies, et pour la barrette circulaire, elle est décomposée en 8 cartes de 8 voies chacune. La barrette circulaire présente un certain nombre d'avantages par rapport à la barrette linéaire. Le centre de la barrette étant inutilisé, il est découpé afin de permettre la possible intégration d'un dispositif médical d'intervention (dispositifs pour l'ablation, la biopsie ou l'électrostimulation...). De plus,

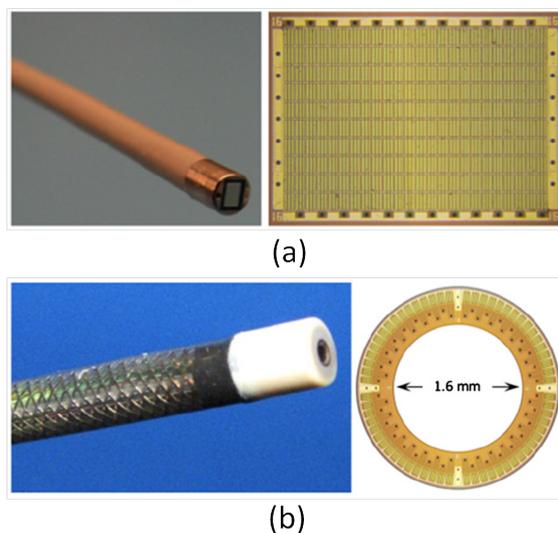


FIGURE 3.5 – (a) Photographie de la sonde cathéter obtenue avec la « micro » barrette linéaire (à gauche) et photographie de la « micro » barrette (à droite). (b) Photographie de la sonde cathéter obtenue avec la barrette circulaire (à gauche) et photographie de la barrette circulaire (à droite) [96].

contrairement à la sonde linéaire qui permet d'obtenir uniquement des images en deux dimensions, la barrette circulaire permet de réaliser des images volumétriques, pour, par exemple, mieux localiser des dispositifs présents dans le vaisseau (stents, dispositifs médicaux d'intervention, . . .). Les deux sondes ont été connectées à des imageurs commerciaux et des images temps réel *in-vitro* ont été réalisées sur des fantômes et *in-vivo* sur un coeur porcine.

Plus récemment une étude a été réalisée afin d'améliorer la qualité des images obtenues avec la sonde circulaire [32]. En comparant trois différentes méthodes d'imagerie (flash, phased array classique et phased array synthétique), Choe *et al.* démontrent que les méthodes d'imagerie synthétique sont des alternatives prometteuses pour l'imagerie intra-vasculaire temps réel. En effet, comparativement aux images obtenues avec la méthode phased array classique, ils obtiennent, avec la méthode synthétique, des images de meilleure résolution, avec un rapport signal sur bruit équivalent et une fréquence image légèrement plus importante (10 images/s contre 1 image/s pour la méthode traditionnelle).

L'université Georgia Tech propose elle aussi une topologie de barrette circulaire pour l'imagerie intra-vasculaire. L'originalité de leur design est de réaliser deux anneaux concentriques, un comprenant les éléments émetteurs et l'autre comprenant les éléments récepteurs [45, 52, 46]. Ainsi, en découplant les éléments émetteurs et les éléments récepteurs, ils s'offrent la possibilité de pouvoir optimiser séparément leurs comportements mécaniques (intéressant pour l'imagerie harmonique) ou leurs conditions électriques [148]. Mais le point fort de leur technologie réside dans l'intégration de l'électronique. En effet, en utilisant un procédé de fabrication basse température ($T < 250^\circ\text{C}$) [64] pour la réalisation des cMUTs, ils proposent de réaliser les éléments de la barrette de façon monolithique, à savoir sur le même substrat que celui de l'électronique [52, 149]. Après avoir développé une première

version d'électronique composée uniquement d'un étage de préamplification pour les récepteurs [47], ils intègrent, dans leur dernière évolution d'électronique [46], un générateur d'impulsions capable de fournir 25 V. Le nombre de connections entre la sonde et l'imageur est considérablement réduit, ici 13 câbles, ce qui facilite la gestion de l'interfaçage et libère du volume dans la sonde pour l'intégration d'autres dispositifs médicaux d'intervention. Dans la dernière version présentée de leur barrette [46], 56 éléments émetteurs et 48 éléments récepteurs ont été réalisés. Le diamètre extérieur de la barrette est fixé à 1.4 mm. De plus, dans ce cas, la fréquence centrale des éléments émetteurs et des éléments récepteurs a été choisie identique et vaut 12 MHz. Pour l'instant, aucune image *in-vivo* n'a été faite avec cette sonde et l'évaluation de ses performances a été réalisée sur des fantômes acoustiques [125].

3.1.5 Thérapie ultrasonore (HIFU)

Utilisés pour le diagnostic médical depuis des décennies, les ultrasons ont vu leur champ d'application s'élargir pour une utilisation à la thérapie ciblée. On focalise fortement les ultrasons (HIFU : High Intensity Focused Ultrasound) afin d'atteindre des intensités suffisantes pour produire localement, « à distance », une élévation de température. On maîtrise et on adapte le degré d'élévation aux applications. Celles-ci sont très variées, avec par exemple :

- le traitement de troubles neurologiques du système nerveux central,
- le traitement d'arythmie cardiaque,
- le relargage ciblé de médicaments encapsulés dans des microbulles ou des porteurs dédiés tels que des liposomes capables de se dissoudre dès lors que la température dépasse 42°C,
- le traitement de plusieurs types de pathologies par une nécrose du tissu malade (le cancer des os, du cerveau, du sein, du foie, du rein, de la prostate et le traitement du fibrome utérin), où il faut atteindre 50°C localement [137].

Les spécifications des transducteurs utilisés dans ces applications sont différentes de celles souhaitées en imagerie. Afin de limiter l'impact de l'atténuation ultrasonore, il est préférable de travailler sur des gammes de fréquence comprises entre 1 MHz et 5 MHz. Les points d'optimisation de ces transducteurs sont :

- une forte pression crête à crête obtenue par une focalisation mécanique ou électronique,
- une tenue au vieillissement importante du fait d'une utilisation en mode quasi-continu, avec des fréquences de répétition élevées.

Ce dernier point est problématique pour les transducteurs piézoélectriques, étant donné qu'en utilisation continue, la température en face avant peut fortement augmenter en raison principalement des pertes mécaniques internes au matériau. Les sondes cMUT ayant par contre peu de pertes mécaniques, elles subissent peu d'élévation de température, c'est donc une technologie intéressante pour la thérapie ultrasonore.

Wong *et al.* sont les premiers à avoir mis en avant leur potentiel pour les applications HIFU [133]. En utilisant une barrette cMUT d'imagerie centrée à 7 MHz, ils obtiennent à 3 MHz, en limite de bande passante de la sonde, les niveaux de pression requis pour la thérapie

3.1. SONDES CMUT ET APPLICATIONS MÉDICALES

ultrasonore (1 MPa pic-pic). En faisant fonctionner ce dispositif en continu pendant plus de 25 min et cela sans observer de perte de pression en sortie de transducteur, ils confirment de façon définitive que les sondes cMUT sont compatibles avec la thérapie ultrasonore. Le premier dispositif développé pour cette application est un mono-élément non focalisé dont les dimensions font $2.51 \times 2.32 \text{ mm}^2$ [137, 134]. Pour l'ensemble des cellules, des membranes de $60 \mu\text{m}$ de rayon et $6 \mu\text{m}$ d'épaisseur sont utilisées. La hauteur des cavités est quant à elle fixée à 400 nm . En utilisant cette sonde à 2.5 MHz , ils atteignent en sortie du transducteur une pression de 1.7 MPa pic-pic. Pour une utilisation quasi-continue, la température en face avant de la sonde n'augmente pas de plus de 10°C , on est clairement bien inférieur aux technologies PZT. Par des mesures IRM, menées conjointement, ils ont d'une part démontré la compatibilité de la technologie cMUT à une utilisation au sein d'un champ magnétique intense et d'autre part pu mesurer une augmentation de la température de 14°C , au point focal, après 2.5 min de tirs ultrasonores. En dépassant la barre des 50°C , cette sonde pourra brûler des tissus malades et remplir ainsi sa fonction. Sur la même base de cMUT, Wong *et al.* ont réalisé un réseau annulaire composé de 8 éléments [136, 135] (voir figure 3.6). Certains éléments défectueux n'ont pas permis d'aboutir à la démonstration complète, toutefois, avec seulement 4 anneaux actifs, une intensité acoustique de 85 W/cm^2 a été mesurée. On peut déjà avec ces valeurs envisager de la thérapie ciblée, notamment du largage ciblé de médicaments.

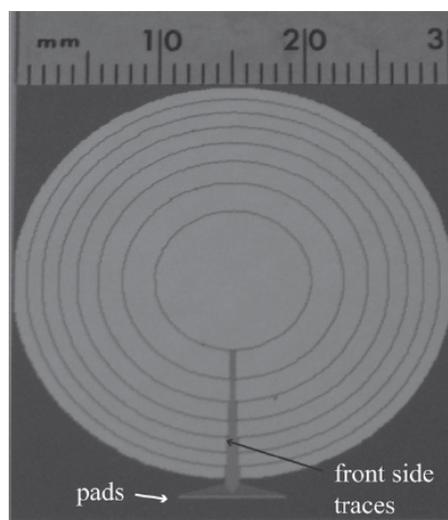


FIGURE 3.6 – Photographie de la sonde HIFU composée de 8 éléments concentriques [136]

Très récemment en 2012, Meynier *et al.* proposent d'utiliser la large bande passante des cMUTs pour concevoir une sonde permettant de conjuguer la thérapie et l'imagerie ultrasonore [86]. Ainsi, avec une unique sonde il serait possible d'identifier des tissus malades, de les traiter par HIFU et de contrôler le traitement en temps réel. A l'heure actuelle, leurs travaux se sont limités à montrer que ces deux fonctions pouvaient être remplies avec la même sonde cMUT, mais aucun résultat d'essais *ex-vivo* ou *in-vivo* n'a été publié.

3.2 Facteurs limitant le développement des sondes cMUT

Bien que le potentiel de la technologie cMUT ait déjà été démontré pour de nombreuses applications, plusieurs points d'amélioration demeurent, notamment pour confirmer leur développement et leur intérêt face à d'autres approches. Dans cette section, nous traitons ainsi trois points soulevés par la littérature : les couplages inter-éléments, les effets de charge diélectrique dans les couches isolantes et la non-linéarité des dispositifs.

3.2.1 Couplages inter-éléments

Fortement problématiques dans les sondes piézoélectriques, les phénomènes de couplage inter-éléments existent aussi dans les barrettes cMUT, apportant leurs propres limitations. De façon générale dans une barrette ultrasonore, on compte trois sources de couplage : électrique, acoustique par le fluide en face avant de la sonde et mécanique par la structure interne de la sonde elle-même. Le couplage électrique produit une « excitation » parasite simultanée de plusieurs émetteurs, qui sans traiter le problème, dégradent le « champ proche » de l'image échographique. Les solutions à ce défaut sont avant tout technologiques et passent par un blindage soigné, métier propre aux fabricants de sondes ultrasonores, de toute la connectique interne à la barrette. Cet aspect ne sera naturellement pas développé ici.

La seconde source de couplages, par le fluide, se manifeste principalement par la propagation d'ondes à l'interface transducteur/fluide. Négligeables dans les technologies standards, ces ondes sont au contraire très présentes dans le cas des technologies cMUT. Il y a deux raisons à cela, la forte rupture d'impédance silicium/fluide et le fait que les ouvertures acoustiques associées à une source cMUT sont très petites devant la longueur d'onde, capables ainsi de rayonner sur des ouvertures angulaires de presque 180° de large. Nous traiterons des phénomènes de couplage par le fluide dans les parties 2 et 3 de ce manuscrit.

Enfin, le couplage mécanique est directement issu des modes guidés, ou modes de Lamb, du substrat ou de la structure PZT dans laquelle sont gravés les émetteurs. Il y a toutefois une différence notable entre les deux technologies. Dans une sonde PZT, le mode épaisseur de la plaque que l'on exploite pour émettre les ultrasons est indissociable des modes guidés de la barrette, il en fait d'ailleurs parti, il n'en est qu'un cas particulier. Ainsi, calculer la réponse électroacoustique d'une barrette PZT oblige naturellement d'intégrer les modes guidés dans le calcul, soit de manière analytique, soit de manière numérique par éléments finis par exemple. En d'autres termes, lorsqu'un émetteur d'une barrette PZT rayonne, la continuité de la matière engendre obligatoirement la création de modes supplémentaires qui viendront modifier les spécifications initiales. Par exemple, on pourra observer des artefacts sur l'image échographique liés au rayonnement d'un mode de Lamb ou une réduction significative de l'ouverture angulaire. Lorsqu'un émetteur cMUT rayonne, il est découplé du substrat, si ce n'est par les plots d'ancrage membrane/substrat, mais cela demeure un couplage faible, de telle sorte qu'en première approximation on peut assimiler chaque source ultrasonore à des pistons quasi-parfaits. Par contre-réaction, les forces électrostatiques qui déplacent la membrane s'appliquent aussi au substrat et créent, même si elles sont faibles, des contraintes suffisantes pour exciter des modes guidés. En général, on observe principalement le mode épaisseur mais aussi des modes de Lamb. A la différence avec une sonde

PZT, ces modes ne viennent pas dégrader de manière directe l'ouverture élémentaire mais plutôt superposer au rayonnement élémentaire des contributions parasites, découplées du mode fondamental.

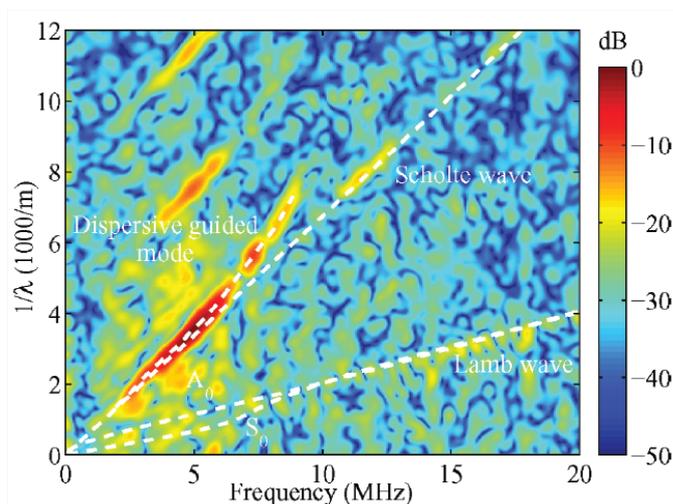


FIGURE 3.7 – Décomposition en onde plane des couplages inter-éléments réalisée par Bayram *et al.* [5]

Parmi toutes les études sur les couplages dans une barrette cMUT, les travaux de Bayram *et al.* [5] apparaissent comme étant les plus complets sur ce sujet. En confrontant théorie et expérience, leurs investigations ont permis d'identifier tous les modes présents et excités. Par des mesures de déplacement réalisées avec un interféromètre laser, ils ont donc observé :

- les ondes de Lamb propagées dans le substrat (notamment A_0 et S_0),
- une onde d'interface de type Stoneley-Scholte,
- un mode guidé dispersif (voir figure 3.7) correspondant au couplage par le fluide (cf parties 2 et 3). Eccardt *et al.* [37] ont donné une explication à ce phénomène de dispersion que nous reprendrons par la suite dans la partie 2. C'est clairement ce mode qui porte l'essentiel des couplages, comme l'explique Bayram *et al.* [5].

Plusieurs auteurs ont proposé des solutions pour supprimer ces trois sources de couplage :

- la mise en place de tranchées entre les éléments afin d'éviter la propagation d'onde de Lamb dans le substrat [112, 21],
- la mise en place de murs entre les éléments pour éviter la propagation de l'onde d'interface [112],
- la mise en place de membranes dans les zones inter-éléments afin d'atténuer le mode guidé dispersif. L'objectif est d'ajuster la fréquence d'antirésonance de ces membranes aux fréquences du mode guidé, afin que celui soit atténué [6],
- la réduction de l'épaisseur du substrat en silicium afin de décaler les ondes de Lamb hors de la bande de fréquence du transducteur [112],
- la mise en place d'un milieu arrière atténuant et adapté en impédance (backing) afin d'éliminer les ondes de Lamb [74, 8],

- la mise en place d'un backing possédant sur sa face arrière des motifs plus ou moins réguliers permettant la rétrodiffusion de l'énergie provenant du substrat [29]. En étant plus fins que les backings traditionnels, ils offrent l'avantage de pouvoir être utilisés lorsque le packaging de la sonde doit être compact (exemple : l'imagerie intravasculaire),
- la mise en place sur la face avant du transducteur d'une fine couche de matériau atténuant (de type résine époxy ou silicone) afin d'amortir l'onde d'interface [9].

Zhou *et al.* proposent une méthode originale [153] pour supprimer les couplages inter-éléments. En considérant que les cMUTs se comportent comme des systèmes linéaires, ils construisent, dans un premier temps, une matrice permettant de relier la pression en sortie de chaque élément à sa tension d'excitation. Une fois cette matrice obtenue, ils déterminent, en l'inversant, les conditions électriques à appliquer à chaque élément pour compenser le couplage. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet de compenser de façon transparente tous les différents types de couplages. Cette méthode nécessite l'emploi d'émetteurs programmables, ce qui n'est pas compatible avec les possibilités des échographes du commerce.

3.2.2 Effets de charge

Lors du fonctionnement des cellules cMUT il arrive, sous certaines conditions, que des charges électriques soient transférées au matériau diélectrique. En fonction du procédé de fabrication utilisé, les charges peuvent être transférées à la membrane (micro-usinage de surface) ou à la couche d'isolant déposée sur l'électrode inférieure (wafer-bonding). Les conséquences de ce phénomène sont ce que l'on appelle couramment les effets de charge.

Largement étudiés dans le domaine des micro-relais électrostatiques, les effets de charge ont jusqu'à présent été très peu analysés dans le cas des sondes cMUT. Cependant, les travaux réalisés dans les références [87, 78, 79, 151, 152] ont permis de comprendre les principaux mécanismes de chargement du matériau diélectrique et d'identifier leurs conséquences sur le comportement des barrettes cMUT. Ainsi, il a été observé que les charges transférées aux matériaux diélectriques provoquaient une diminution de la tension effective aux bornes des cellules cMUT. Cette diminution de tension effective se répercute sur l'ensemble du comportement de la barrette. Dans la littérature, les conséquences identifiées des effets de charge sont :

- une diminution de la déflexion initiale pouvant aller jusqu'au collage des membranes au fond des cavités [151],
- une diminution de la fréquence de résonance des membranes dans l'air [87, 79],
- une augmentation des tensions de collapse et de snapback [78, 151, 152].

Plusieurs études ont assez naturellement confirmé que les transferts de charge étaient favorisés lorsque les membranes étaient collées au fond des cavités [78, 151]. De plus, la mise en équation de ce phénomène [87, 151, 152] a permis d'identifier plusieurs pistes pour en réduire l'impact, telles que :

- la diminution de la rugosité des électrodes,
- la diminution de la surface de contact entre l'électrode et le diélectrique comme proposée par Huang *et al.* [54] (voir section 2.3),

- l’augmentation de l’épaisseur du diélectrique,
- le choix d’un matériau diélectrique plus robuste, par exemple, Machida *et al.* [78] démontre que l’oxyde de silicium est plus performant que le nitrure de silicium.

Aucune analyse mathématique concernant la décharge des matériaux diélectriques n’a pour l’instant été publiée par la communauté scientifique. Les seules données collectées sur ce sujet sont issues d’études expérimentales. Les charges transférées au matériau diélectrique ne sont pas, dans la plupart des cas, piégées de façon définitive. Les durées nécessaires à la décharge du matériau diélectrique peuvent varier, en fonction des propriétés du matériau, de quelques heures à quelques jours. La mise à la masse des électrodes peut faciliter la décharge du diélectrique.

Bien que dans la plupart des cas les effets de charge soient des phénomènes problématiques dont on essaie de s’affranchir, certains auteurs proposent au contraire de les exploiter pour réaliser des transducteurs capables de fonctionner sans tension de polarisation [110, 51]. Après avoir préalablement chargé le diélectrique des cellules en appliquant des tensions continues de forte amplitude (pouvant aller jusqu’à 2.5 fois la tension de collapse), Ho *et al.* montrent que les cellules cMUT sont bien fonctionnelles sans tension de polarisation [51]. En utilisant un design original de cellule cMUT où la partie centrale de l’électrode inférieure est en potentiel flottant (électrode structurée en deux zones), ils espèrent arriver à piéger des charges de façon définitive dans le diélectrique présent sur l’électrode centrale. Par la suite, le comportement du cMUT a été vérifié pendant une période de 19 mois et aucun signe de perte de charge n’a été observé.

3.2.3 Comportements non-linéaires des cMUTs

L’origine du comportement non-linéaire des cellules cMUT tient dans la nature de la force électrostatique. En étant proportionnelle au carré de la tension et au carré du déplacement de la membrane, la force électrostatique induit un comportement non-linéaire de la source ultrasonore. Cela se traduit par l’apparition de composantes harmoniques dans le spectre du faisceau ultrasonore généré. Ce phénomène est problématique pour les modalités d’imageries harmoniques bien sûr, mais aussi en thérapie où l’on doit maîtriser la tâche focale. Que ce soit pour l’imagerie de contraste ou l’imagerie non-linéaire des tissus, il est nécessaire que le transducteur soit linéaire afin que la composante harmonique reçue corresponde uniquement au signal harmonique généré par les tissus ou les agents de contraste injectés (microbulles). A défaut, on réduit la dynamique de l’image et donc tout l’intérêt d’utiliser ces techniques pour rehausser le contraste des images.

Cependant, il est clair que les technologies cMUT, grâce à leur large bande passante, sont, aujourd’hui encore, attendues pour faire progresser ces techniques d’imagerie. Dans la littérature, des méthodes d’imagerie en mode subharmonique ($\frac{f_0}{2}$) mais aussi en mode superharmonique ($3f_0, 4f_0, 5f_0$) ont récemment été développées. Il y a donc un réel défi à supprimer dès la source, l’émission de composantes non-linéaires.

Zhou *et al.* [154, 155] et Novell *et al.* [99] ont publié des méthodes permettant de supprimer la deuxième harmonique à la sortie du cMUT. Le principe, commun à ces deux méthodes, consiste à ajouter au signal envoyé au cMUT à la fréquence f_0 un signal sinusoïdal de fréquence harmonique. La différence entre les deux méthodes réside dans le choix

de la fréquence du signal ajouté. Zhou *et al.* proposent d'ajouter une composante à $2f_0$ (méthode linéaire) alors que dans le cas de la méthode de Novell *et al.* le signal ajouté est à $3f_0$ (méthode non-linéaire). Après des ajustements empiriques sur la phase et l'amplitude du signal ajouté, des mesures en mode pulse-écho ont été réalisées afin de vérifier l'efficacité des méthodes. Pour les deux, une réduction de plus de 20 dB est observée sur la seconde harmonique du signal reçu. De plus, une meilleure robustesse aux variations inter-éléments est observée avec la méthode non-linéaire. Bien que suffisantes pour l'imagerie harmonique traditionnelle, ces méthodes ne permettent pas d'envisager des méthodes d'imageries utilisant des excitations de forme non sinusoïdale (du type excitations codées). Afin de permettre ces possibilités, d'autres méthodes de réduction d'harmonique ont été publiées.

Parmi ces travaux, on note ceux de Ménigot *et al.* sur l'optimisation itérative de la tension d'excitation à appliquer au cMUT [82, 83]. L'objectif de leur méthode est d'ajuster la forme de la tension d'excitation du cMUT afin de faire correspondre le déplacement en sortie du transducteur à celui désiré. Pour cela, une fonction coût est définie entre le signal mesuré en sortie du transducteur et le signal cible souhaité (déplacement idéal). Puis à chaque itération, la forme de l'excitation est ajustée de façon à minimiser cette fonction coût. L'avantage de cette méthode, par rapport aux précédentes, est que l'optimisation peut se faire pour n'importe quel type de signaux et pas uniquement sur des signaux sinusoïdaux.

En partant du constat que les non-linéarités du cMUT sont aussi dues au déplacement de la membrane, Satir *et al.* ont développé une technique afin de s'affranchir de cette source de non-linéarité [114, 115]. Leur objectif est de rendre la force électrostatique indépendante de la position de la membrane. Pour cela, ils proposent d'ajouter une impédance en série au cMUT afin que la tension aux bornes de celui-ci devienne proportionnelle à la position de la membrane. Ainsi, la force électrostatique est uniquement proportionnelle à la tension appliquée à ces bornes. En testant différentes configurations d'impédances (capacité, résistance, résistance et inductance en série), ils démontrent que le niveau d'harmonique en sortie du transducteur peut être fortement diminué. Dans tous les cas testés durant leurs travaux, l'écart entre le fondamental et l'harmonique atteint des valeurs supérieures à 20 dB.

3.2. FACTEURS LIMITANT LE DÉVELOPPEMENT DES SONDÉS CMUT

Chapitre 4

Présentation des outils de caractérisation

La caractérisation des sondes cMUT est une étape importante vers la compréhension de leur comportement. De part leurs spécificités, les transducteurs cMUT nécessitent des outils de caractérisation légèrement différents des transducteurs traditionnels, puisqu'il faut les « observer » aussi bien à l'échelle de la cellule qu'à l'échelle de la barrette.

Dans cette partie, les outils de caractérisation utilisés dans la suite du document sont présentés. Ils se limitent au nombre de trois : le Microscope Holographique Digitale (DHM), la mesure d'impédance électrique et la mesure de pression par interférométrie laser. Ces outils ont été choisis pour leur complémentarité. Ils permettent une caractérisation complète du comportement des cMUTs. A l'échelle de la cellule, le DHM permet la vérification de ses caractéristiques géométriques et de son comportement statique. De plus, l'homogénéité inter-cellules est facilement estimée grâce à son image de phase en trois dimensions. Les mesures d'impédance électrique permettent de caractériser le comportement des cMUTs à l'échelle de l'élément. L'avantage de cet outil de caractérisation est qu'il permet d'extraire l'ensemble des paramètres électromécaniques de l'élément (fréquence de résonance, coefficient couplage électromécanique, tension collapse) dans l'air et en immersion. Les performances électroacoustiques de la sonde sont déterminées par des mesures en interférométrie laser dont on peut déduire le champ de pression rayonné. Des mesures à l'hydrophone sont tout aussi équivalentes, mais en fournissant une mesure de pression calibrée sur une large gamme de fréquence, cette méthodologie de mesure est plus adaptée aux sondes cMUT compte tenue de leur bande passante. Pour chaque outil de caractérisation exposé dans cette partie, nous proposons :

- une brève présentation de leur principe de fonctionnement,
- la description des protocoles de mesure,
- des exemples de mesures donnés à titre illustratif.

Il est important de préciser que tous les résultats de caractérisation présentés dans ce chapitre ont été menés avec la même barrette cMUT. Cette barrette, composée de 64 éléments, est dédiée à l'imagerie échographique. Son élévation et son pas sont respectivement de 8 mm et de 350 μm . De plus, chaque élément est formé par plus d'une centaine de membranes carrées de 37 μm de côté.

4.1 Microscope Holographique Digital (DHM)

La connaissance de la géométrie 3-D des cellules est le premier pas indispensable vers la compréhension et l'interprétation du comportement global des barrettes cMUT. Le Microscope Holographique Digital (DHM) développé par la société Lyncée Tec est un outil intéressant pour l'étude statique des cellules cMUT. En effet, cet outil permet d'imager les cellules cMUT en trois dimensions avec une résolution hors plan sub-nanométrique.

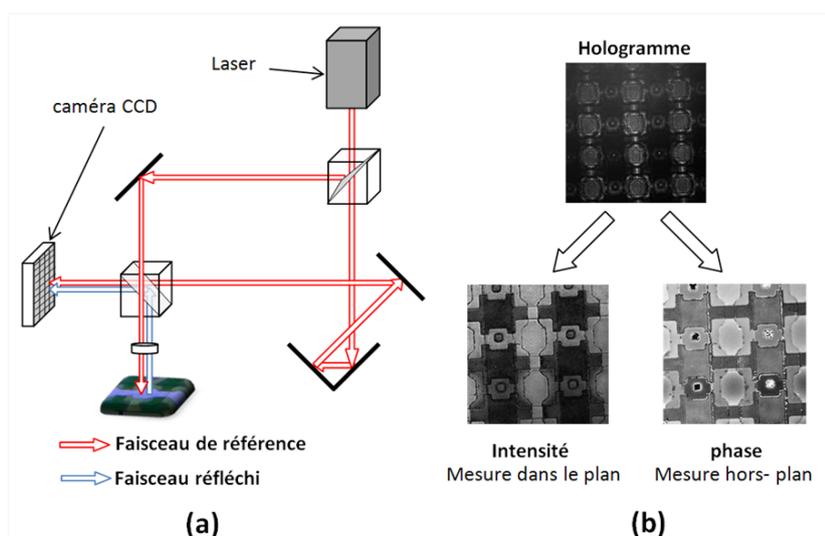


FIGURE 4.1 – (a) Schéma de principe du microscope holographique digital. (b) Principe du traitement des images. [118]

Selon le principe de cette technologie d'imagerie, les images sont obtenues par la création d'un hologramme résultant de la combinaison entre un faisceau laser cohérent de référence et le faisceau laser réfléchi par la cellule cMUT [34] (voir figure 4.1-(a)). Dans le cas du DHM utilisé dans le cadre de cette thèse, la longueur d'onde (λ) du faisceau laser de référence est de 632 nm. Une caméra CCD est utilisée pour recueillir les deux faisceaux. Le traitement numérique de l'hologramme permet d'obtenir deux images (voir figure 4.1-(b)) : une image d'intensité et une image de phase. Similaire à une image optique traditionnelle, l'image d'intensité fournit uniquement des informations dans le plan de l'image. Les informations sur le contenu hors plan sont uniquement fournies par l'image de phase. Selon les données du constructeur, la résolution hors plan est de 0.1 nm avec une répétabilité de mesures de 0.01 nm.

Cependant, les résultats obtenus doivent être interprétés avec prudence. En effet, la profondeur d'excursion de l'image de phase étant limitée à $\frac{\lambda}{2}$, des sauts de phases sont mesurés si la hauteur des dépôts observés dépasse cette valeur. La société Lyncée Tec propose deux solutions pour s'affranchir de ce problème. La première réside dans le développement d'une fonction numérique permettant de réaliser un déroulement de la phase en deux dimensions. La seconde solution proposée, consiste à augmenter la profondeur d'excursion de l'image, en utilisant un procédé basé sur l'utilisation de deux lasers de longueurs d'ondes différentes [66]. De plus, des précautions doivent être prises en fonction de la nature des matériaux

4.1. MICROSCOPE HOLOGRAPHIQUE DIGITAL (DHM)

imagés. En effet, la réflectivité des matériaux joue un rôle important sur la qualité des mesures réalisées. Certains matériaux sont même transparents pour la longueur d'onde du laser. Afin d'éviter tous problèmes liés à la réflectivité des matériaux, on s'attache, si cela est possible, à toujours réaliser les mesures sur les zones métallisées des dispositifs.

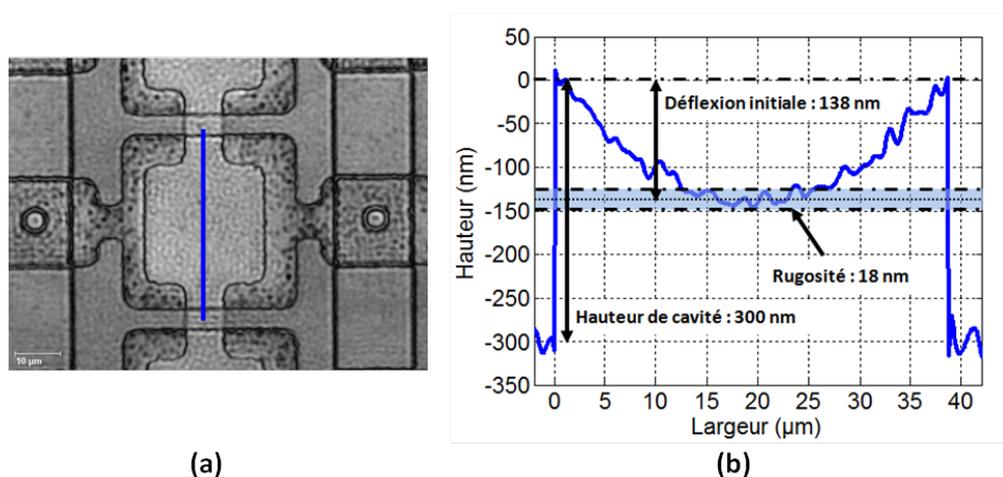


FIGURE 4.2 – (a) Image DHM (objectif x50) et représentation de la ligne d'observation du profil de la cellule cMUT (ligne bleue). (b) Profil de la cellule cMUT.

L'avantage du DHM est qu'il permet d'obtenir, en fonction de l'objectif sélectionné, des informations simultanées sur un nombre plus ou moins important de cellules. Ainsi, avec le même outil de caractérisation, il est possible de réaliser une étude précise de la déflexion d'une cellule ou d'estimer l'homogénéité sur un groupement de cellules. Un profil de cellule, réalisé avec le grossissement maximale (x50), est présenté figure 4.2. Sur cette mesure, plusieurs paramètres importants de la cellule cMUT sont clairement identifiés : la déflexion initiale, la hauteur de la cavité et la rugosité.

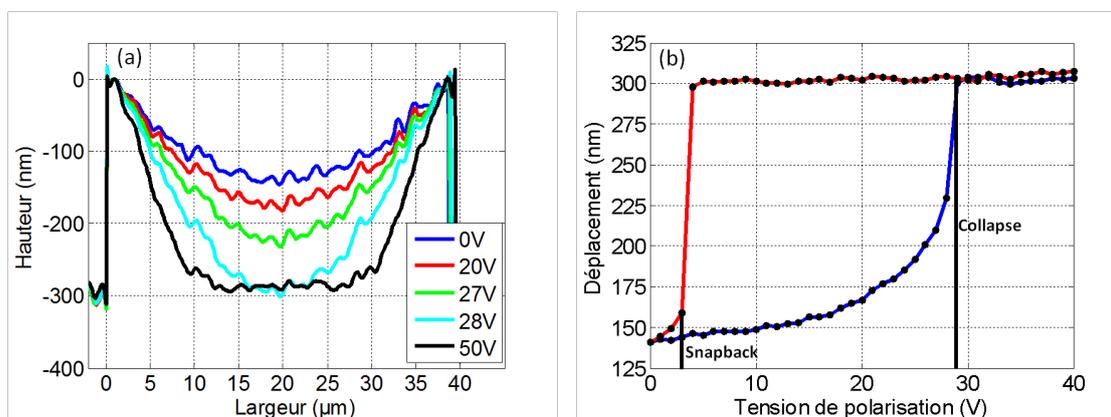


FIGURE 4.3 – (a) Evolution du profil de la cellule en fonction de la tension de polarisation (tension croissante). (b) Variation de la déflexion maximale de la membrane en fonction de la tension de polarisation (bleue : tension croissante, rouge : tension décroissante).

4.2. IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE

Dans le cadre de cette thèse, un protocole expérimental a été défini afin d'étudier le comportement statique des cellules cMUT en fonction de la tension de polarisation. Pour cela, une alimentation continue pilotable (MOTTECH 0-250V) est connectée aux bornes de l'élément étudié. Le contact avec l'élément est assuré par l'intermédiaire de deux pointes en tungstène dirigées à l'aide de micro-positionneurs. L'alimentation est pilotée par ordinateur via une liaison GPIB. Afin de permettre la synchronisation entre les acquisitions réalisées avec le DHM et la tension de polarisation appliquée aux bornes de l'élément, un simple programme MATLAB a été développé.

Un exemple de mesure réalisée selon ce protocole est présenté figure 4.3. En appliquant un cycle de tension croissant-décroissant, la courbe d'hystérésis de la déflexion de la membrane en fonction de la tension de polarisation est mesurée. Sur cette courbe, les tensions de collapse et de snapback sont facilement identifiables. Dans l'exemple présenté ici, les tensions de collapse et de snapback valent respectivement 29 V et 3 V.

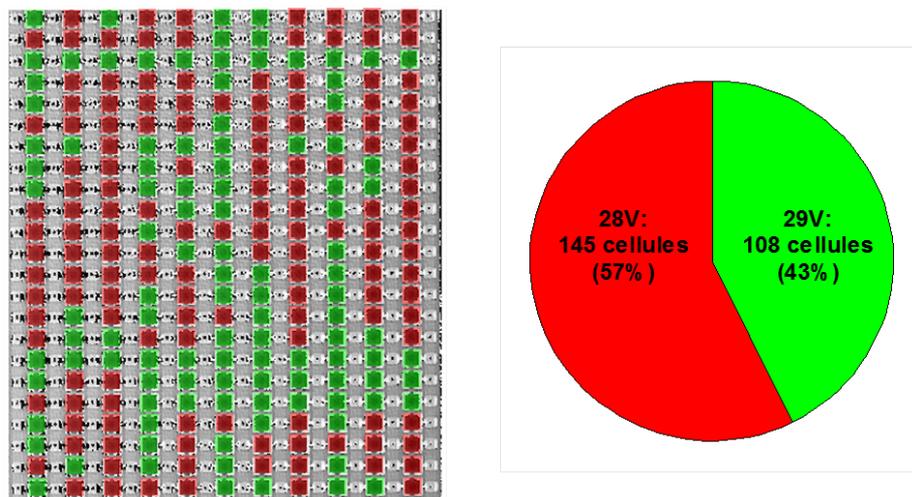


FIGURE 4.4 – Répartition de la tension de collapse sur une population 239 cellules (objectif x5).

En utilisant le même protocole expérimental, il est aussi possible d'étudier le comportement d'une population de cellules. La différence, entre les deux types de mesures, réside uniquement dans le choix de l'objectif du DHM. Ainsi, en sélectionnant un petit objectif (x2.5 ou x5), le comportement de plus d'une centaine de cellules peut être étudié simultanément. L'homogénéité inter-cellules est ainsi facilement vérifiable. La figure 4.4 représente la répartition de la tension de collapse pour une population de 253 cellules. Avec des tensions de collapse variant uniquement entre 28 et 29 V, une bonne homogénéité de comportement est constatée pour la population de membranes observées.

4.2 Impédance électrique

La mesure de l'impédance électrique d'un dispositif cMUT permet d'extraire de nombreuses informations sur son comportement. Etant facile à mettre en place, la caractéri-

sation par impédancemétrie est l'outil de contrôle par excellence des cMUTs en sortie de fabrication.

Les mesures d'impédance présentées dans ces travaux de thèse ont été réalisées selon un protocole expérimental faible bruit développé au sein du laboratoire. Un analyseur d'impédance HP4294 relié à une sonde active 4294A1 est utilisé. Cet analyseur présente l'avantage de pouvoir mesurer la faible capacité des cMUTs (quelques dizaines de picofarads) sur une gamme de fréquences variant de 40 Hz à 110 MHz. Le signal de référence de l'analyseur est conjugué à la tension de polarisation du cMUT par l'intermédiaire d'un circuit de découplage de type RC. La tension de polarisation est fournie par une alimentation pilotable MOTTECH (0-250V). De plus, une enceinte d'isolation CEM (Compatibilité ElectroMécanique) est utilisée afin de s'affranchir de toutes les perturbations électromagnétiques extérieures. Des micro-pointes hautes fréquences sont généralement connectées en sortie de circuit de découplage afin d'assurer le contact avec l'élément. A chaque utilisation de l'analyseur d'impédance, une calibration en trois étapes (ouvert, fermé et en charge 50 Ω) est réalisée en sortie des micro-pointes. Ainsi, l'ensemble de la chaîne de mesures est compensé.

Selon le protocole expérimental défini au sein du laboratoire, les parties réelles et imaginaires de l'impédance électrique du cMUT sont relevées en fonction de la tension de polarisation. A partir de ces deux grandeurs, l'ensemble des paramètres électromécaniques du cMUT sont extraits :

- la fréquence de résonance électrique (f_r) qui correspond au maximum de la partie réelle de l'admittance,
- la fréquence d'antirésonance électrique (f_a) qui correspond au maximum de la partie réelle de l'impédance,
- les capacités basses fréquences (C_{BF}) et hautes fréquences (C_{HF}),
- le coefficient de couplage électromécanique obtenu par l'une des deux relations suivantes [143] :

$$k_t^2 = 1 - \frac{C_{HF}}{C_{BF}} = 1 - \left(\frac{f_r}{f_a} \right)^2 \quad (4.1)$$

Afin d'illustrer le protocole expérimental décrit précédemment, quelques résultats de mesures sont reportés figure 4.5. Déjà observée dans la section précédente, la bonne homogénéité du dispositif se traduit sur les courbes d'impédance et d'admittance par la présence d'un unique pic de résonance (figure 4.5-(a) et (b)). Une diminution de la fréquence de résonance en fonction de la tension de polarisation est observée sur la courbe représentant la partie réelle de l'admittance. Cette diminution est due à l'effet de « softening » présenté dans le chapitre 1.2. Une légère diminution de la fréquence d'antirésonance est aussi constatée. Bien que non prédite par le modèle 1-D, elle résulte de la présence d'une capacité parasite dans le cas expérimental [126]. Ainsi, en réduisant la fréquence d'antirésonance, la capacité parasite réduit aussi le coefficient de couplage électromécanique (équation 4.1). Cependant, grâce à l'excellente homogénéité du dispositif, le coefficient de couplage atteint des valeurs plus que satisfaisantes (supérieures à 0.50) (figure 4.5-(d)). Une fois les membranes collapsées, les fréquences de résonances et d'antirésonances augmentent for-

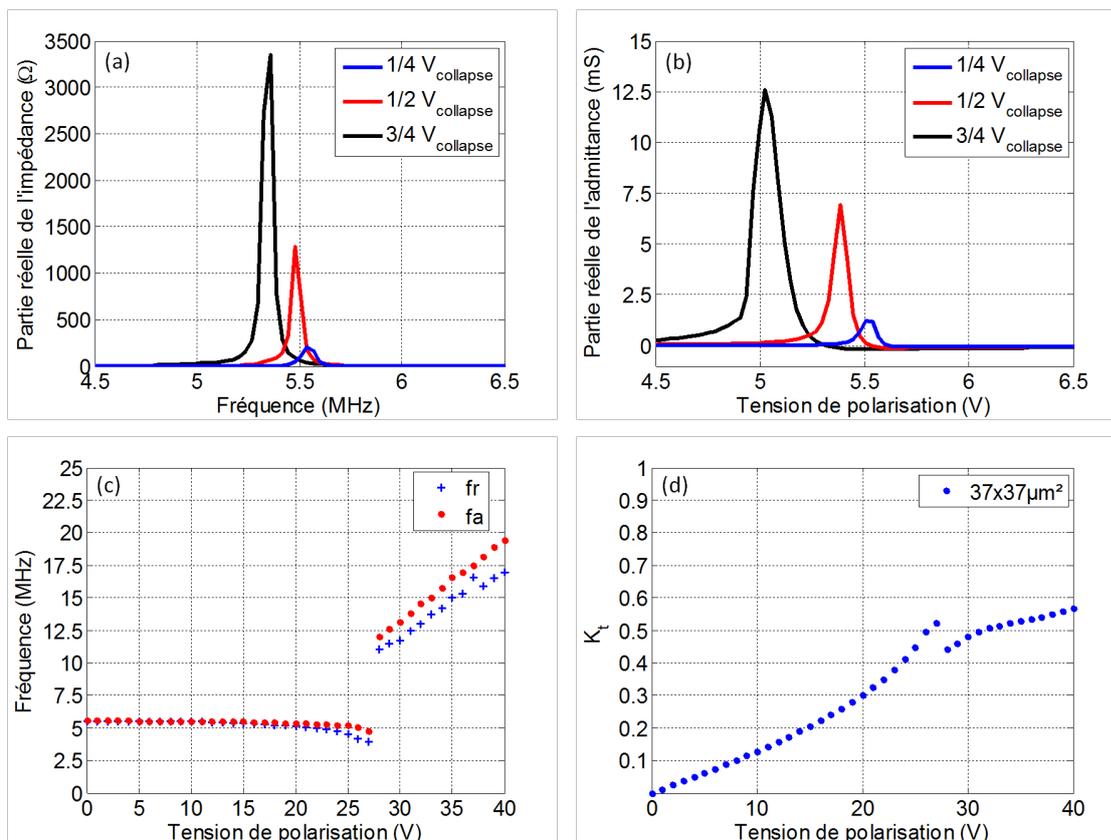


FIGURE 4.5 – Mesure d'impédance d'un élément de sonde cMUT dans l'air : (a) partie réelle de l'impédance pour trois tensions de polarisation, (b) partie réelle de l'admittance pour trois tensions de polarisation, (c) variation des fréquences de résonance et d'antirésonance en fonction de la tension de polarisation, (d) variation du coefficient de couplage électromécanique en fonction de la tension de polarisation.

tement (figure 4.5-(c)). Ce phénomène correspond à la vibration des bords non-collés des membranes. Au-delà de la tension de collapse, l'augmentation de la tension de polarisation provoque une diminution des surfaces vibrantes des membranes, et par conséquence une augmentation de la fréquence de résonance.

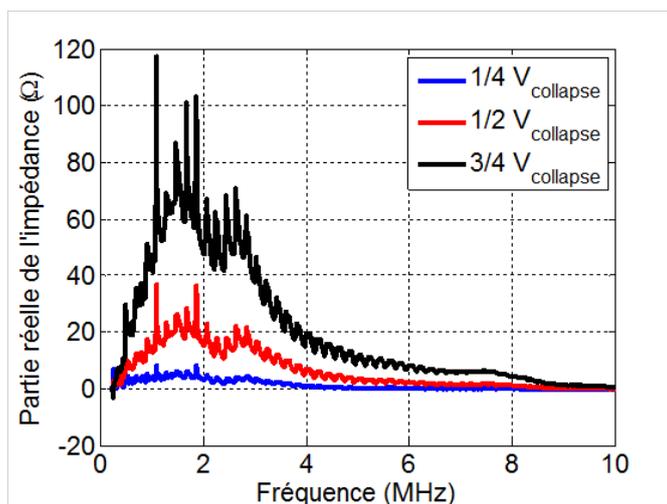


FIGURE 4.6 – Mesure de la partie réelle de l'impédance d'un élément de sonde cMUT en immersion dans l'huile pour trois différentes tensions de polarisation.

La plupart du temps, les dispositifs cMUT sont destinés à des applications en immersion. La mesure d'impédance dans l'huile est une méthode simple pour les caractériser dans des conditions d'utilisation proches de la réalité, c'est à dire recouvert d'un polymère en silicone. De plus, en étant un isolant électrique, l'huile présente l'avantage d'éviter les problèmes de court-circuit entre les deux électrodes. En condition de chargement acoustique, les pics de résonances disparaissent complètement. Dans ces conditions, on ne parle plus de fréquence de résonance mais plutôt de fréquence centrale et de bande-passante. Dans le cas étudié ici, la fréquence centrale du dispositif, initialement à 5.5 MHz dans l'air, passe aux alentours de 2 MHz dans l'huile (figure 4.6). Les fortes oscillations observées sur les courbes sont dues aux ondes acoustiques réfléchies à la surface de l'huile. Dans la suite du document, ces oscillations seront parfois filtrées numériquement afin de faciliter l'identification de certains phénomènes.

4.3 Mesure de pression par interférométrie laser

La pression rayonnée par le transducteur est généralement la grandeur observée pour quantifier ses performances à l'émission. Les mesures de pression sont couramment réalisées à l'aide d'hydrophones à aiguille. Cependant, les hydrophones présentent l'inconvénient d'être calibrés pour une gamme de fréquence relativement étroite.

Afin de s'affranchir de cette limitation, la mesure de pression par interférométrie laser semble être une solution intéressante. Le principe de ce type de mesure se décompose en deux phases. Une première qui consiste à mesurer les déplacements en face avant de la

4.3. MESURE DE PRESSION PAR INTERFÉROMÉTRIE LASER

sonde. Puis une seconde, pour calculer numériquement le champ de pression à partir des données mesurées. Ainsi, en utilisant l'intégrale de Rayleigh, la pression est obtenue par propagation numérique des déplacements mesurés en face avant de la sonde.

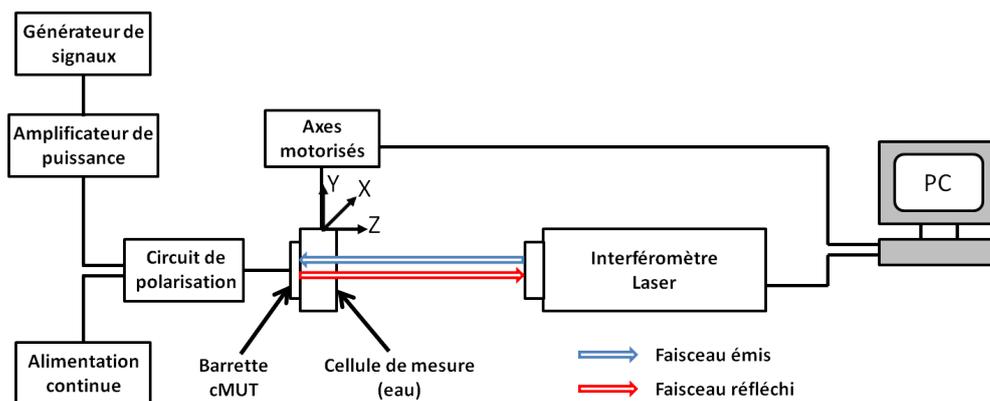


FIGURE 4.7 – Schéma du protocole expérimental mis en place pour la mesure de la pression par interférométrie laser.

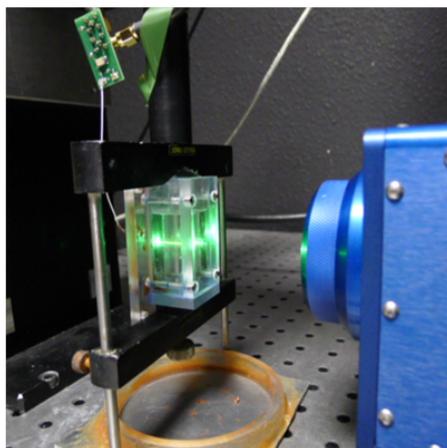


FIGURE 4.8 – Photographie du banc expérimental mis en place pour la mesure de la pression par interférométrie laser.

En reprenant les travaux de Certon *et al.* [25], un protocole expérimental a été défini afin de mettre en place cette méthodologie de mesure (voir figure 4.7). Toutes les mesures de pressions présentées dans la dernière partie de ce document ont été réalisées selon ce protocole. Les mesures de déplacement en face avant de la sonde sont réalisées par l'intermédiaire d'un interféromètre laser (TEMPO-200, Bossa Nova). En fournissant un déplacement calibré de 20 kHz à 100 MHz, il permet de mesurer des niveaux de pression sur la même gamme de fréquence. De plus, les interactions acousto-optiques sont compensées en utilisant la méthode décrite dans [25]. Une cellule de mesure en plexiglas est utilisée pour permettre l'immersion de la sonde dans l'eau lors de la mesure du déplacement (voir figure 4.8). L'épaisseur de la paroi traversée par le faisceau laser est réduite afin de limiter au

4.3. MESURE DE PRESSION PAR INTERFÉROMÉTRIE LASER

maximum l'atténuation du faisceau. La sonde et sa cellule de mesure sont ensuite assemblées sur des axes motorisés afin de balayer la face avant de la sonde. En général, le pas du balayage est fixé à un dixième de la longueur d'onde ultrasonore dans l'eau. La tension d'excitation est délivrée par un générateur de fonction arbitraire (Tektronix) amplifiée par un amplificateur de puissance (150A100B, Amplifier Research). La tension de polarisation est fournie par une alimentation continue standard (Motech). Il est important de noter que ce protocole expérimental permet uniquement de mesurer la pression sur des sondes finies. Une fine couche de mylar est généralement déposée sur la face avant des dispositifs afin d'améliorer leur réflectivité optique.

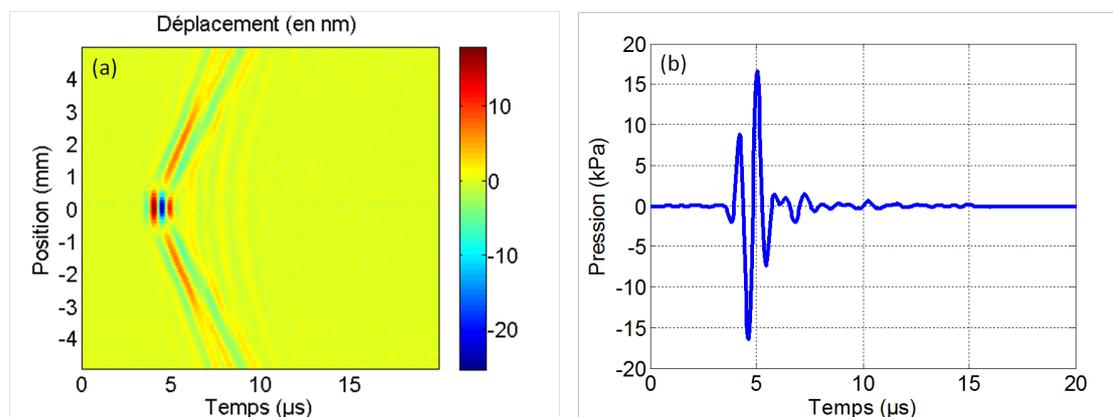


FIGURE 4.9 – (a) Mesure du déplacement en face avant de la sonde. (b) Pression obtenue à 1 mm dans l'axe de sonde.

Selon ce protocole, un exemple de mesure de pression réalisée avec la sonde déjà étudiée dans les sections précédentes (section 4.1 et 4.2) est présenté figure 4.9. Dans le cas rapporté ici, le signal d'excitation était composé de deux périodes de sinusoïde centrées à 1 MHz et la pression a été calculée en champ proche à 1 mm dans l'axe de l'élément excité.