

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
26 janvier 2012 (26.01.2012)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2012/010786 A2

(51) Classification internationale des brevets :
B06B 1/02 (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2011/051705

(22) Date de dépôt international :
18 juillet 2011 (18.07.2011)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
1056040 23 juillet 2010 (23.07.2010) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :
UNIVERSITE DE TOURS FRANCOIS RABELAIS
[FR/FR]; 3 rue des Tanneurs, F-37000 Tours (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **CERTON, Dominique** [FR/FR]; 48 rue de la Chalonnaire, F-37550 Saint Avertin (FR). **SENEGOND, Nicolas** [FR/FR]; 88 rue Courteline, F-37000 Tours (FR). **TESTON, Franck** [FR/FR]; 162 rue Edouard Vaillant, F-37000 Tours (FR).

(74) Mandataire : **PONTET ALLANO & ASSOCIES Selarl**; 6 avenue du Général de Gaulle, F-78000 Versailles (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

— relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv))

Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport (règle 48.2.g))

(54) Title : METHOD AND DEVICE FOR GENERATING ULTRASOUNDS IMPLEMENTING CMUTS, AND METHOD AND SYSTEM FOR MEDICAL IMAGING.

(54) Titre : PROCEDE ET DISPOSITIF DE GENERATION D'ULTRASONS METTANT EN OEUVRE DES cMUTs, ET PROCEDE ET SYSTEME D'IMAGERIE MEDICALE.

(57) Abstract : The invention relates to a method of generating ultrasounds in a given fluid by using at least one micro-machined capacitive transducer (cMUT) (100) comprising a membrane (102) and exhibiting a predetermined resonant frequency defined by the membrane-fluid pair, characterized in that said at least one transducer (100) is fed with an excitation signal of lower frequency than said central frequency. It also relates to a device for generating ultrasounds implementing cMUTs as well as a method and system for medical imaging.

(57) Abrégé : L'invention concerne un procédé de génération d'ultrasons dans un fluide donné en utilisant au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) (100) comprenant une membrane (102) et présentant une fréquence de résonance prédéterminée définie par le couple membrane- fluide, caractérisé en ce que ledit au moins un transducteur (100) est alimenté avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence centrale. Elle concerne également un dispositif de génération d'ultrasons mettant en œuvre des cMUTs ainsi qu'un procédé et système d'imagerie médicale.



WO 2012/010786 A2

« Procédé et dispositif de génération d'ultrasons mettant en œuvre des cMUTs, et procédé et système d'imagerie médicale »

5 La présente invention concerne un procédé de génération d'ultrasons mettant en œuvre des transducteurs capacitifs micro-usinés (cMUT). Elle concerne également un dispositif de génération d'ultrasons mettant en œuvre un tel procédé. Elle concerne enfin un procédé et un système d'imagerie médicale mettant en œuvre des cMUT.

10 Le domaine de l'invention est le domaine de la génération d'ultrasons en utilisant descMUT. Un transducteur cMUT est formé de plusieurs centaines, voire quelques milliers de « micro-membranes » isolées mécaniquement capables d'être actionnées par des forces électrostatiques. On les appelle cMUT pour Capacitive MicromachinedUltrasonicTransducers.

15 Chaque cMUT est constituée d'une électrode arrière formée par un matériau semi-conducteur (Polysilicium dopé généralement), d'une cavité de vide de hauteur H_{gap} , d'une membrane en matériau de la microélectronique sur laquelle repose une électrode, l'ensemble membrane/électrode constituant la partie « mobile » du dispositif. Le matériau utilisé pour la membrane est

20 souvent du Nitrure de silicium mais il dépend fortement de la technologie de fabrication du dispositif en lui-même. D'autres matériaux tels que du polysilicium dopé (en procédé « wafer bonding »), un métal ou un polymère pourraient être utilisés.

Les cMUT sont utilisés maintenant couramment dans le domaine de

25 l'imagerie médicale pour exciter un organe ou un tissu d'un sujet humain ou animal. L'utilisation des transducteurs capacitifs micro-usinés en imagerie médicale ultrasonore repose sur les mêmes protocoles d'emploi que les dispositifs piézoélectriques. Typiquement, le transducteur cMUT est polarisé avec une tension continue et l'envoi d'une onde de pression se fait au

30 moyen d'une excitation large bande qui couvre la totalité de la bande passante du transducteur. La fréquence centrale de ces dispositifs, c'est-à-dire la fréquence de résonance, est définie par le couple membrane/fluide qui joue le rôle d'un système masse/ressort où l'élasticité dépend uniquement des propriétés de la membrane et de la masse du fluide. Cet

effet de masse est par ailleurs dépendant d'effets d'interactions mutuelles entre membranes qui ont pour conséquence de créer des fréquences de coupure dans la bande passante du transducteur.

Cependant, la génération d'ultrasons de faible fréquence, par exemple
5 des ultrasons de fréquences inférieures ou égales à 2MHz nécessite des membranes à faible rigidité mécanique que l'on peut obtenir soit en augmentant leur largeur, soit en diminuant leur épaisseur ou en utilisant des matériaux à faible module d'Young. Les dispositifs à faible fréquence de résonance sont généralement peu fonctionnels. En effet, leur rigidité
10 mécanique étant relativement faible, les membranes subissent la pression de l'air extérieur et se déforment ainsi de plusieurs dizaines de nanomètres, voire une centaine. La déformation peut conduire au blocage de la membrane au fond de la cavité, rendant ainsi le dispositif inutilisable. Pour compenser cette déflexion, on peut augmenter la hauteur de la cavité pour
15 conserver un espace « libre » entre la membrane et l'arrière de la cavité, mais cela conduit à augmenter fortement les tensions d'alimentation nécessaires au pilotage des cMUTs. L'augmentation de la tension d'alimentation diminue les possibilités d'utilisation car une tension d'utilisation très élevée (plusieurs centaines de Volts) nécessite des moyens
20 d'alimentation en tension particuliers. Pour éliminer cette déflexion, on peut maintenir dans la cavité un gaz dont la pression est égale à la pression moyenne extérieure. Toutefois, les effets d'amortissement dynamique liés à la présence de ce gaz modifient fortement la résonance du dispositif et nécessite une architecture de cMUTs complexes qui visent à éliminer ces
25 effets (perforation de la cavité arrière). Ces solutions sont faciles à mettre en œuvre pour les dispositifs de très basse fréquence (inférieures à 100 kHz) mais relativement onéreuses et difficilement réalisables pour des fréquences supérieures.

30 Un but de la présente invention est de remédier aux inconvénients précités.

Un autre but de la présente invention est de proposer un procédé et un dispositif pour générer des ultrasons avec au moins un transducteur cMUT plus facile à fabriquer, moins onéreux et fonctionnant avec une

tension d'alimentation plus accessible et acceptable pour des alimentations en basse tension, tout en permettant d'obtenir des niveaux de pression utile satisfaisants.

5 L'invention propose d'atteindre les buts précités par un procédé de génération d'ultrasons dans un fluide donné en utilisant au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) comprenant une membrane et présentant une fréquence de résonance prédéterminée définie par le couple
10 membrane-fluide, caractérisé en ce que ledit au moins un transducteur est alimenté avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence centrale.

Bien entendu la fréquence f de l'onde ultrasonore générée est inférieure à la fréquence de résonance f_0 et plus particulièrement égale à la fréquence du signal d'excitation.

15 L'invention concerne les transducteurs dont les membranes présentent la même architecture de telle sorte qu'elles aient toutes la même et une unique fréquence de résonance.

20 Selon l'invention le transducteur cMUT comprend au moins une cellule capacitive micro-usinée (cMUT), aussi appelée « micro-membrane », isolée mécaniquement et capable d'être actionnée par des forces électrostatiques.

Les inventeurs de la présente invention ont constaté de façon surprenante, sur la base de résultats expérimentaux obtenus dans l'air et dans l'eau, qu'un transducteur capacitif micro-usiné est capable de produire
25 des déplacements de forte amplitude, bien en dessous de sa fréquence d'interaction membrane-fluide. Contrairement aux systèmes piézoélectriques qui présentent une raideur mécanique élevée, il n'est pas nécessaire que la membrane du transducteur cMUT entre en résonance pour produire des déplacements suffisamment importants pour produire des niveaux de
30 pression significatifs.

Ainsi, les inventeurs proposent une génération d'ultrasons reposant sur l'exploitation du mode de comportement purement « élastique » des membranes des transducteurs cMUTs, qui sont capables de produire la totalité de la hauteur de gap comme amplitude de déplacements. Par

ailleurs, les inventeurs ont constaté également que dans le domaine des fréquences basses, chaque membrane se comporte comme un point source « idéal » de pression, ce qui fait que seul un paramètre conditionne l'amplitude de la pression ultrasonore émise : le nombre de membranes cMUTss mises en jeu sur un élément de barrette. En d'autres termes : à surface équivalente c'est le taux de couverture et l'amplitude moyenne des déplacements qui définissent l'intensité ultrasonore rayonnée.

Ainsi, en générant des ultrasons à partir d'un ou plusieurs transducteurs cMUTs excités avec un signal d'excitation en dessous de la fréquence centrale du/des transducteurs, il n'est pas nécessaire de concevoir des transducteurs sonores aussi complexes, onéreux et difficiles à utiliser à mettre en œuvre que s'ils étaient utilisés à leur fréquence de résonance. L'invention permet donc de générer des ultrasons de manière plus simple et moins onéreuse.

Plus particulièrement, les inventeurs ont remarqué que la fréquence du signal d'excitation est avantageusement inférieure d'au moins 20% voire 50% à la fréquence centrale de l'au moins un transducteur capacitif micro-usiné.

Encore plus particulièrement les inventeurs ont remarqué que la fréquence f du signal d'excitation f_0 peut être inférieure à la moitié de la fréquence de résonance, et plus particulièrement $0.2f_0 \leq f < 0.5f_0$, et plus particulièrement $0.3f_0 \leq f < 0.5f_0$, $0.4f_0 \leq f < 0.5f_0$.

Les inventeurs ont réussi à générer, avec un transducteur cMUT présentant une seule fréquence de résonance f_0 , des ultrasons à des fréquences bien inférieures à f_0 , typiquement en dessous de $f_0/2$. La propriété exploitée pour ce mode de génération, dit en régime élastique forcé, est la capacité pour les technologies cMUTs, de produire localement des déplacements de plusieurs dizaines voire une centaine de nanomètres ne nécessitant pas la mise en résonance des membranes. Ce comportement rend alors possible la génération d'ondes ultrasonores basses fréquences dans une large bande de fréquence, indépendamment de la géométrie et de la topologie du diaphragme.

Par exemple, considérant un transducteur dont la fréquence de résonance est de 4 MHz, on pourra avec ce même dispositif émettre une onde ultrasonore à 1 MHz, comme à 1.5 MHz sans pour autant devoir concevoir un dispositif à plusieurs fréquences de résonance.

5

Pour illustrer les niveaux de pression émis dans l'eau on considère les paramètres du transducteur suivant :

- transducteur circulaire de rayon 10 mm,
- membrane dont la fréquence de résonance dans l'eau est de 4MHz,
- 10 - déplacement crête à crête des membranes de 180 nm, soit un déplacement moyen de 60 nm,
- le taux de remplissage de membrane sur le transducteur est de 50%.

15 A 1 MHz la pression émise au point focal est de 1 MPa et à 1.5 MHz elle est de 1,5 MPa.

Ainsi, dans un exemple de réalisation particulier, avec un transducteur cMUT de fréquence centrale de 4MHz dans l'eau et 12 MHz dans l'air, les inventeurs ont réalisé une génération d'ultrasons de fréquences comprises
20 entre :

- 200kHz et 2Mhz dans l'eau, et
- 200kHz et 1MHz dans l'air,

avec des niveaux de pression utile satisfaisants. En effet, les niveaux de pression utile obtenus pour une surface rayonnante équivalente à 100mm² à
25 une fréquence d'excitation de 500kHz sont supérieurs ou égaux à :

- 220dB (pression de référence, $P_{ref} = 1 \mu Pa$) dans un milieu aqueux à une distance de 10cm, et
- 70dB ($P_{ref} = 20 \mu Pa$) dans l'air à une distance de 30cm.

30 Avantageusement, l'au moins un transducteur capacitif micro-usiné peut être conçu de sorte que sa fréquence centrale soit supérieure ou égale à 4MHz et avec une hauteur de gap comprise entre 100nm et 300nm, ledit

au moins un transducteur étant excité avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à 2MHz pour générer des ultrasons de fréquences comprises entre 200kHz et 2 Mhz.

5 Par ailleurs, selon l'invention, la tension d'alimentation de l'au moins un transducteur capacitif micro-usiné peut être comprise entre 1V et 150 V. Ces tensions sont des tensions plus faibles que celles utilisées dans l'état de la technique pour alimenter des transducteurs cMUTs pour la génération d'ultrasons de faibles fréquences, notamment de fréquences inférieures à
10 2MHz dans l'eau et 1MHz dans l'air.

Le procédé selon l'invention peut être utilisé pour la génération d'ultrasons de fréquences inférieures à 1MHz dans un milieu gazeux avec un signal d'excitation compris entre 200kHz et 1MHz.

15 Dans ce cas la tension d'alimentation peut être comprise entre 50 et 150V avec une hauteur de gap H_{gap} comprise entre 100 et 300nm

Le procédé selon l'invention peut également être utilisé pour la génération d'ultrasons de fréquences inférieures à 2MHz dans un milieu
20 liquide ou aqueux avec un signal d'excitation comprise entre 200kHz et 2MHz.

Dans ce cas, la tension d'alimentation peut être comprise entre
- 50 et 150V pour une hauteur de gap H_{gap} comprise entre environ 100nm et environ 200nm.
25 - 100 et 150V pour une hauteur de gap H_{gap} comprise entre environ 200nm et environ 300nm.

Selon un mode de mise en œuvre particulier, le procédé selon l'invention permet la génération d'ultrasons :

30 - de niveau de pression utile, pour une surface rayonnante équivalente à 100mm^2 à une fréquence d'excitation de 500kHz, supérieur ou égal à :

- 70dB dans l'air à une distance de 30cm, et
- 220dB dans un milieu aqueux à une distance de 10cm;

- de fréquence :

- inférieure ou égale à 1MHz dans un milieu gazeux, et
- inférieure ou égale à 2MHz dans un milieu aqueux ;

en utilisant au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) conçu de sorte qu'il présente :

5

- une fréquence de résonance ou fréquence centrale supérieure ou égale à 4MHz, et

- une hauteur de gap comprise entre 100nm et 300nm,

ledit procédé comprenant une alimentation dudit transducteur capacitif micro-usiné avec une tension d'alimentation comprise entre 1V et 150 V de fréquence comprise entre 200kHz et 1MHz dans le milieu gazeux et 200kHz et 1MHz dans le milieu aqueux.

10

Selon un autre aspect de l'invention, il est proposé un procédé d'imagerie médicale d'un tissu ou d'un organe d'un sujet humain ou animal comprenant les étapes suivantes :

15

- génération d'ultrasons conformément au procédé selon l'invention pour exciter ledit tissu ou organe, et

- prise d'au moins une image dudit organe ou tissu avec des moyens d'imagerie lorsque ledit organe ou tissu est ainsi excité.

20

Selon un autre aspect de l'invention, il est proposé un dispositif de génération d'ultrasons dans un fluide donné en utilisant au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) comprenant une membrane et présentant une fréquence de résonance prédéterminée définie par le couple membrane-fluide, caractérisé en ce ledit transducteur est alimenté avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence centrale, de préférence d'au moins 20% voire 50%.

25

Avantageusement, le dispositif selon l'invention peut comprendre au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) conçu de sorte qu'il présente :

30

- une fréquence de résonance ou fréquence centrale supérieure ou égale 4MHz dans l'eau, et

- une hauteur de gap comprise entre 100nm et 300nm.

Selon l'invention, le transducteur est alimenté avec une tension d'alimentation comprise entre 1V et 150 V délivrée par des moyens d'alimentation.

5

Selon un exemple particulier du dispositif selon l'invention, lorsque le dispositif selon l'invention est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu aqueux ou liquide, le transducteur capacitif micro-usiné présente :

- une hauteur de gap de 100nm,
- 10 - une tension d'excitation de 50V,
- une largeur de membrane comprise entre 13 et 35µm,
- une épaisseur de membrane comprise entre 200 et 800nm, et
- Un module d'Young de 200GPa.

15

Selon un autre exemple de réalisation particulier du dispositif selon l'invention, lorsque le dispositif selon l'invention est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu aqueux ou liquide, le transducteur capacitif micro-usiné présente :

- une hauteur de gap de 200nm,
- 20 - une tension d'excitation de 100V,
- une largeur de membrane de 13 et 35µm,
- une épaisseur de membrane comprise entre 200 et 800nm, et
- Un module d'Young de 200GPa.

25

Selon encore un autre exemple de réalisation, lorsque le dispositif selon l'invention est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu aqueux ou liquide, le transducteur capacitif micro-usiné présente :

- une hauteur de gap de 300nm,
- une tension d'excitation de 100V,
- 30 - une largeur de membrane comprise entre 20 et 30µm,
- une épaisseur de membrane comprise entre 300 et 550nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

Selon un autre exemple de réalisation particulier du dispositif selon l'invention, lorsque le dispositif selon l'invention est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu gazeux, le transducteur capacitif micro-usiné présente :

- 5 - une hauteur de gap de 100nm,
- une tension d'excitation de 50V,
- une largeur de membrane comprise entre 10 et 35µm,
- une épaisseur de membrane de 200 et 800nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

10

Selon encore un autre exemple de réalisation particulier du dispositif selon l'invention, lorsque le dispositif selon l'invention est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu gazeux, le transducteur capacitif micro-usiné présente :

- 15 - une hauteur de gap de 200nm,
- une tension d'excitation de 50V,
- une largeur de membrane comprise entre 20 et 40µm,
- une épaisseur de membrane de 300 et 600nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

20

Selon encore un autre exemple de réalisation particulier du dispositif selon l'invention, lorsque le dispositif selon l'invention est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu gazeux, le transducteur capacitif micro-usiné présente :

- 25 - une hauteur de gap de 300nm,
- une tension d'excitation de 100V,
- une largeur de membrane comprise entre 20 et 30µm,
- une épaisseur de membrane de 300 et 600 nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

30

Selon un mode de réalisation particulièrement avantageux, le dispositif selon l'invention peut comprendre :

- un premier module d'alimentation prévu pour alimenter le transducteur capacitif micro-usiné avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence centrale,
- 5 - un deuxième module d'alimentation prévu pour alimenter le transducteur capacitif micro-usiné avec un signal d'excitation de fréquence centrée autour de ladite fréquence centrale, et
- des moyens de sélection pour sélectionner l'un desdits modules d'alimentation de sorte que ledit transducteur capacitif micro-usiné est alimenté par un seul desdits modules d'alimentation à la fois.

10

Selon un autre mode de réalisation particulièrement avantageux, le dispositif selon l'invention peut comprendre :

- au moins un premier et au moins un deuxième transducteur capacitif micro-usiné de fréquence centrale identique,
- 15 - un premier module d'alimentation prévu pour alimenter ledit au moins un premier transducteur capacitif micro-usiné avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence centrale,
- un deuxième module d'alimentation prévu pour alimenter ledit au moins un deuxième transducteur capacitif micro-usiné avec un signal
- 20 d'excitation de fréquence centrée autour ladite fréquence centrale.

20

Selon encore un autre aspect de l'invention il est proposé un système d'imagerie médicale ultrasonore comprenant :

- au moins un dispositif de génération d'ultrasons selon l'invention
- 25 pour exciter un tissu ou un organe d'un sujet humain ou animal, et
- des moyens d'imagerie pour réaliser des images dudit tissu ou organe lorsque ledit organe est excité.

25

Les moyens d'imagerie peuvent comprendre des moyens d'imagerie par IRM ou tout autre moyen d'imagerie utilisé dans le domaine de l'imagerie médicale ultrasonore.

30

D'autres avantages et caractéristiques apparaîtront à l'examen de la description détaillée d'un mode de réalisation nullement limitatif, et des dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 est une représentation schématique d'un exemple de transducteur capacitif micro-usiné comprenant une pluralité de cellules élémentaires cMUTs; et
- 5 - la figure 2 est une représentation schématique d'une cellule élémentaire cMUT en vue de dessus et en vue en coupe transversale ;
- les figures 3 à 5 sont des graphiques représentant des résultats de simulation dans l'eau d'un transducteur cMUT pour différentes hauteurs de gap (ou hauteurs de cavité) en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour un module d'Young constant ;
- 10 - les figures 6 à 8 sont des graphiques représentant des résultats de simulation dans l'eau d'un transducteur cMUT pour différents modules d'Young en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour une hauteur de gap (ou hauteur de cavité) constante ;
- 15 - les figures 9 à 11 sont des graphiques représentant des résultats de simulation dans l'air d'un transducteur cMUT pour différentes hauteurs de gap (ou hauteurs de cavité) en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour un module d'Young constant ;
- 20 - les figures 12 à 14 sont des graphiques représentant des résultats de simulation dans l'air d'un transducteur cMUT pour différents modules d'Young en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour une hauteur de gap (ou hauteur de cavité) constante ;
- 25 - les figures 12 à 14 sont des graphiques représentant des résultats de simulation dans l'air d'un transducteur cMUT pour différents modules d'Young en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour une hauteur de gap (ou hauteur de cavité) constante ;
- 30 - la figure 15 est un groupe de graphiques représentant des valeurs du champ de pression rayonné dans un milieu gazeux par un transducteur cMUT excité, selon l'invention, en régime élastique forcé ;

- la figure 16 est un groupe de graphiques représentant des valeurs du champ de pression rayonné dans un milieu liquide par un transducteur cMUT excité, selon l'invention, en régime élastique forcé,
- 5 - la figure 17 est une représentation schématique d'un exemple d'un dispositif selon l'invention ; et
- les figures 18 et 19 sont des représentations de deux exemples de réalisation d'un dispositif double-fonction selon l'invention.

10 Un transducteur cMUT est formé de plusieurs centaines, voire quelques milliers de « micro-membranes » isolées mécaniquement capables d'être actionnées par des forces électrostatiques. On les appelle cMUTs, Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers. Ces membranes sont de simples microphones capacitifs dont le principe de fonctionnement est
15 similaire à celui des dispositifs utilisés en audio pour les applications dans l'air. Il y a toutefois des différences notables puisque les cavités sur lesquelles reposent les membranes sont à pression nulle et isolées de l'extérieur, permettant ainsi en outre une utilisation en milieu fluide.

20 La figure 1 est une représentation schématique d'un exemple de transducteur capacitif micro-usiné 100.

 Le transducteur cMUT 100 comprend, de manière non limitative, 24 cellules élémentaires 102, ou micro-membrane, de géométrie carrée disposées en 6 rangées de 4. La largeur du transducteur 100 est de
25 0.165mm.

 Le transducteur cMUT comprend également des lignes 104 d'alimentation de chacune des cellules.

 La figure 2 est une représentation schématique d'une cellule
30 élémentaire cMUT 102 vue de dessus et en coupe.

 La cellule élémentaire 102 comprend :

- une électrode arrière 202 formée par un matériau semi-conducteur, par exemple du Polysilicium dopé, d'épaisseur 500nm par exemple ;

- d'une cavité de vide 204 de hauteur donnée appelée hauteur de gap H_{gap} , d'une valeur de 200nm par exemple ;
- d'une membrane 206 en matériau de la microélectronique, par exemple d'épaisseur 450nm ; et
- 5 - d'une électrode avant 208 aussi appelée électrode « mobile » d'épaisseur 350nm par exemple.

Le matériau utilisé pour la membrane est par exemple du Nitrure de silicium mais il dépend fortement de la technique de fabrication du dispositif. D'autres matériaux tels que du polysilicium dopé (en wafer bonding), un
10 métal ou un polymère pourraient être utilisés.

L'électrode mobile 208 peut être en aluminium, ou tout autre type de matériau conducteur compatible avec l'utilisation. De la même façon, les matériaux utilisés pour réaliser l'électrode mobile 208 ne se distinguent que par leur module d'Young.

15 Enfin, il est à noter que la métallisation en face avant sur chaque membrane peut être de 100 % de la surface jusqu'à quelques pourcents. Il est souvent admis que 50 % de surface métallisée est un bon compromis raideur/masse et efficacité des forces électrostatiques. Il est important de préciser que, d'un point de vue mécanique, changer l'épaisseur des
20 membranes ou le module d'Young des matériaux ou le taux de métallisation se définit par un paramètre global appelé rigidité en flexion, qui est le seul paramètre mécanique utile de ces microsystèmes.

Les deux paramètres de design de ces microsystèmes sont :

- 25 - la fréquence de résonance dans l'air ou dans l'eau selon l'utilisation, et
- la tension de collapse V_c qui constitue la tension maximum d'excitation des cMUTs, au delà de laquelle les membranes ne peuvent plus être en équilibre « forces électrostatiques-forces
30 mécaniques » et touchent le « fond » de la cavité.

La fréquence de résonance dépend :

- de la géométrie,
- de la surface,

- de la rigidité en flexion des membranes,
- de la masse des membranes (dans air) et de celle du fluide (dans l'eau).

La tension de collapse dépend :

5

- de la géométrie,
- de la surface,
- de la rigidité en flexion des membranes.

La tension de collapse V_c augmente si la rigidité en flexion augmente et/ou si la surface augmente.

10

La présente invention propose, dans le présent exemple, des compromis ou des zones de compromis intéressants, constituant des « couloirs technologiques » intéressants pour travailler en basse fréquence où la membrane de chacune des cellules cMUTs est utilisée en régime forcée et non en mode « résonant ». Dans l'air, cela correspond à la capacité de
15 générer des déplacements d'amplitude significative pour des fréquences inférieures à 1 MHz alors que la fréquence de résonance est bien supérieure. Dans l'eau, la basse fréquence se situe en dessous de 2 MHz. Cela correspond alors à la capacité de générer des déplacements significatifs en
20 basse fréquence alors que la résonance se situe bien au-delà de 2 MHz, au dessus de 4 MHz typiquement.

Ainsi, l'invention propose de réaliser des transducteurs pouvant générer des ultrasons basse-fréquences dans l'air et dans l'eau en s'appuyant sur des procédés de fabrication de plus faible coût, moins
25 complexes que les dispositifs de l'état de la technique, en l'occurrence les techniques de micro-usinage de surface sur de très grandes largeurs ou utilisant des matériaux particulièrement flexibles.

En effet, l'utilisation du mode « résonant » comme source basse fréquence dans l'état de la technique impose des procédés de fabrication
30 beaucoup plus onéreux tels que les techniques de type « wafer bonding ». Ces procédés offrent des compromis en termes de largeur (de l'ordre du millimètre) et d'épaisseur de membranes (typiquement 50 μm) intéressants pour atteindre une fréquence de résonance qui soit faible, avec toutefois des tensions d'alimentation très importantes (supérieures à 500 Volts).

Des simulations réalisées par les inventeurs permettent de montrer et d'identifier des couloirs technologiques permettant de générer des ultrasons de basse-fréquences, c'est-à-dire inférieures à 1MHz dans l'air et 2MHz dans l'eau, en utilisant des transducteurs ultrasons cMUTs dont les fréquences centrales sont bien au-dessus des fréquences des ultrasons générées.

Ces simulations permettent d'identifier en fonction de la hauteur de gap H_{gap} , du module d'Young, de la largeur de membrane, de l'épaisseur de membrane et de la fréquence centrale des transducteurs cMUTs, les compromis obtenus pour une tension d'alimentation inférieure ou égale à 150V tout en obtenant un niveau de pression utile pour une surface rayonnante équivalente à 100mm² à une fréquence d'excitation de 500kHz, supérieur ou égal à :

- 70dB dans l'air à une distance de 30cm, et
- 220dB dans l'eau à une distance de 10cm.

Ainsi, les figures 3 à 5 sont des graphiques représentant des résultats de simulation dans l'eau d'un transducteur cMUT pour différentes hauteurs de gap (ou hauteur de cavité) en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour un module d'Young constant de 200GPa.

Les figures 3 à 5 montrent les résultats de la simulation respectivement pour des hauteurs de gap de H_{gap} =100nm, 200nm et 300nm.

Sur les figures 3 à 5 :

- les lignes continues correspondantes aux courbes de niveaux des valeurs de tension de collapse en Volts,
- les pointillées serrées correspondent aux courbes de niveaux de fréquence de résonance en MHz,
- les pointillées espacées correspondent aux courbes de niveaux de la déflexion initiale en nm.

Sur chacune de ces figures, la zone grisée marquée (2) correspond aux valeurs des compromis technologiques pour générer des ultrasons de

fréquence inférieure ou égale à 2MHz avec des transducteurs de fréquence centrale supérieure ou égale à 4MHz.

En ce qui concerne une hauteur de gap de $H_{\text{gap}}=100\text{nm}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 100 nm], [10 μm , 400 nm], [30 μm , 600 nm], [30 μm , 1000 nm].

En ce qui concerne une hauteur de gap de $H_{\text{gap}}=200\text{nm}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [15 μm , 200 nm], [25 μm , 400 nm], [35 μm , 1000 nm].

En ce qui concerne une hauteur de gap de $H_{\text{gap}}=300\text{nm}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [15 μm , 300 nm], [25 μm , 300 nm], [30 μm , 600 nm], [30 μm , 800 nm].

Les figures 9 à 11 sont des graphiques représentant des résultats de simulation obtenus dans l'air dans les mêmes conditions que pour les figures 3 à 5.

Sur les figures 9 à 11 :

- les lignes continues correspondantes aux courbes de niveaux des valeurs de tension de collapse en Volts,
- les pointillées serrées correspondent aux courbes de niveaux de fréquence de résonance en MHz,
- les pointillées espacées correspondent aux courbes de niveaux de la déflexion initiale en nm.

Sur chacune des ces figures, la zone grisée marquée (2) correspond aux valeurs des compromis technologiques pour générer des ultrasons de fréquence inférieure ou égale à 1MHz avec des transducteurs de fréquence centrale supérieure ou égale à 4MHz.

En ce qui concerne une hauteur de gap de $H_{\text{gap}}=100\text{nm}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 100 nm], [15 μm , 100 nm], [35 μm , 700 nm], [25 μm , 1000 nm].

En ce qui concerne une hauteur de gap de $H_{\text{gap}}=200\text{nm}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [15 μm , 200 nm],[40 μm , 600 nm], [35 μm , 1000 nm].

5

En ce qui concerne une hauteur de gap de $H_{\text{gap}}=300\text{nm}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [15 μm , 300 nm], [25 μm , 300 nm],[45 μm , 600 nm], [40 μm , 700 nm].

10

Les figures 6 à 8 sont des graphiques représentant des résultats de simulation, dans l'eau, d'un transducteur cMUT pour différents modules d'Young en fonction de la largeur de membrane, de la hauteur de membrane, de la tension d'alimentation et de la fréquence centrale du transducteur cMUT, pour une hauteur de gap (ou hauteur de cavité) constante de 200nm.

15

Les figures 6 à 8 montrent les résultats de la simulation respectivement pour des valeurs du module de Young de $E_{\text{mb}}=50\text{GPa}$, 200GPa et 300GPa.

20

Sur les figures 6 à 8 :

- les lignes continues correspondantes aux courbes de niveaux des valeurs de tension de collapse en Volts,
- les pointillées serrées correspondent aux courbes de niveaux de fréquence de résonance en MHz,
- les pointillées espacées correspondent aux courbes de niveaux de la déflexion initiale en nm.

25

Sur chacune des ces figures, la zone grisée marquée (2) correspond aux valeurs des compromis technologique pour générer des ultrasons de fréquence inférieure ou égale à 2MHz avec des transducteurs de fréquence centrale supérieure ou égale à 4MHz.

30

En ce qui concerne un module de Young $E_{\text{mb}}=50\text{GPa}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées : [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [15 μm , 200 nm],[30 μm , 1000 nm], [25 μm , 1000 nm].

En ce qui concerne un module de Young $E_{mb}=200\text{GPa}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [15 μm , 200 nm], [25 μm , 400 nm], [35 μm , 1000 nm].

En ce qui concerne un module de Young $E_{mb}=300\text{GPa}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [20 μm , 200 nm], [35 μm , 600 nm], [35 μm , 1000 nm].

Les figures 12 à 14 sont des graphiques représentant des résultats de simulation obtenus, dans l'air, dans les mêmes conditions que pour les figures 6 à 8.

Sur les figures 12 à 14 :

- les lignes continues correspondantes aux courbes de niveaux des valeurs de tension de collapse en Volts,
- les pointillées serrées correspondent aux courbes de niveaux de fréquence de résonance en MHz,
- les pointillées espacées correspondent aux courbes de niveaux de la déflexion initiale en nm

Sur chacune des ces figures, la zone grisée marquée (2) correspond aux valeurs des compromis technologiques pour générer des ultrasons de fréquence inférieure ou égale à 1MHz avec des transducteurs de fréquence centrale supérieure ou égale à 4MHz.

En ce qui concerne un module de Young $E_{mb}=50\text{GPa}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [15 μm , 200 nm], [40 μm , 1000 nm], [25 μm , 1000 nm].

En ce qui concerne un module de Young $E_{mb}=200\text{GPa}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées [largeur

membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [15 μm , 200 nm],[40 μm , 600 nm], [35 μm , 1000 nm].

5 En ce qui concerne un module de Young $E_{mb}=300\text{GPa}$, la zone marquée (2) a pour extrémités les points de coordonnées : [largeur membrane, épaisseur membrane] : [10 μm , 200 nm], [20 μm , 200 nm],[35 μm , 500 nm], [30 μm , 1000 nm].

10 La figure 15 est un groupe de graphiques représentant des valeurs du champ de pression rayonné dans l'air par un transducteur cMUT excité, selon l'invention, en régime élastique forcé. Pour cela, un transducteur de géométrie carrée de taille 30x30 mm^2 comportant un réseau 2D de membranes carrées 20x20 μm^2 avec une périodicité de 30 μm , soit un taux
15 de couverture de 45 % et donc une surface active moyenne de 405 mm^2 à été utilisé. Pour les 4 fréquences mesurées, à savoir 50 kHz, 200 kHz, 500 kHz et 1 MHz, le champ de pression a été mesuré à la limite de champ proche, dans l'axe du transducteur, soit respectivement $z=65$, 252, 654 et 1308 mm pour les fréquences respectives de 50 kHz, 200 kHz, 500 kHz et 1
20 MHz.

La figure 15 montre que le champ de pression émis suit parfaitement la fréquence d'excitation initialement appliquée au transducteur cMUT. Les valeurs de pression atteintes sont comparables aux valeurs nécessaires à une exploitation de ces dispositifs dans l'air. A titre indicatif, les normes de
25 transmission dans l'air précisent qu'une valeur de référence du SPL (Sound Pressure Level) est de 20 μPa à une distance de 30 cm et qu'une application de transmission de donnée nécessite une pression de l'ordre 100-120 dB c'est-à-dire entre 2 et 20 Pa.

30 La figure 16 est un groupe de graphiques représentant des valeurs du champ de pression rayonné dans l'eau par un transducteur cMUT excité, selon l'invention, en régime élastique forcé. Les mesures ont été réalisées avec un transducteur de géométrie carrée de surface 20x20 mm^2 , avec un taux de couverture de 45 %. Le champ de pression a été déterminé à la

limite du champ proche à $z=13, 27, 67, 133$ et 267 mm pour les fréquences respectives de $100, 200, 500, 1$ et 2 MHz.

Le champ de pression émis suit parfaitement la fréquence d'excitation initialement appliquée au transducteur cMUT. Les valeurs de pression
5 atteintes sont comparables aux valeurs nécessaires à une exploitation de ces dispositifs dans l'eau.

L'invention permet de substituer les traditionnels matériaux piézo-
électriques par des composants en silicium sur lesquels sont gravés des
10 milliers de microcomposants capacitifs aptes à vibrer. Cette technologie cMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers) présente une propriété remarquable pour ces applications : en basse fréquence, les membranes cMUTs, plus élastiques qu'inertiels, sont capables de se déformer sur des amplitudes de quelques centaines de nanomètres pour des
15 tensions d'excitation inférieures à 100 Volts.

Avantageusement, l'invention peut être utilisée pour réaliser des sondes basse fréquence (100 kHz – 2 MHz), sur la base des technologies cMUTs.

Les cMUTs sont utilisés dans des régimes de fonctionnement différents de ceux utilisés en imagerie médicale où l'émission est une excitation large
20 bande (supérieure à 20 MHz) et dont l'amplitude est typiquement de 150 Volt. L'invention permet de les utiliser en régime quasi-statique (excitation faible bande < 2 MHz) de façon à imposer aux membranes des déplacements de forte amplitude, proches de la hauteur de cavité. Ces technologies présentent plusieurs avantages qui les rendent particulièrement
25 avantageuses pour les applications basse fréquence:

- L'encombrement du transducteur est lié uniquement aux épaisseurs du wafer sur lequel sont gravés les cMUTs, et à la connectique.
- Les risques d'échauffement du transducteur sont bien inférieurs à ceux des sondes en technologie céramique.
- 30 • De par leur conception, les barrettes cMUTs ont des couplages acoustiques inter-éléments quasiment inexistant.
- Coupler sur un même dispositif deux fonctions différentes et complémentaires, l'une dédiée à la basse fréquence (thérapie) et l'autre la haute fréquence (imagerie/diagnostic), est alors possible.

La figure 17 est une représentation d'un exemple d'un dispositif 1700 d'excitation d'un tissu et/ou un organe d'un sujet humain ou animal mettant en œuvre l'invention.

5 Le dispositif 1700 comprend un transducteur sonore 100 tel que représenté en figure 1 et des moyens 1702 pour alimenter le transducteur 100 avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à la fréquence centrale du transducteur 100.

10 Tel que précisé plus haut, l'invention permet également de coupler sur un même dispositif d'excitation deux fonctions différentes et complémentaires, à savoir :

- une première fonction dédiée à la basse fréquence, par exemple 1MHz, en vue de réaliser une thérapie, et
- 15 - une deuxième fonction dédiée à la haute fréquence, par exemple comprise entre 4 et 8 MHz, pour réaliser de l'imagerie ou du diagnostic.

20 La figure 18 est une représentation schématique d'un premier exemple de dispositif permettant de réaliser les deux fonctions citées ci-dessus.

 Le dispositif 1800, représenté en figure 18, comprend des moyens d'alimentation 1802 et un ensemble 1804 de transducteurs sonores. Chacun des transducteurs sonores 1804 comprend des membranes cMUTs ayant exactement la même topologie que les autres transducteurs sonores 1804, et donc la même fréquence centrale, par exemple comprise entre 4 et 8 MHz.

25 Pour réaliser les deux fonctions citées plus haut, une partie 1806 des transducteurs sonores 1804 est utilisée pour la génération d'un faisceau acoustique basse fréquence, par exemple de 1 MHz, utilisé en thérapie. Ces transducteurs 1804 sont donc utilisés en mode élastique, en dessous de leur fréquence centrale.

30 L'autre partie 1808 des transducteurs sonores 1804 est utilisée pour la génération d'un faisceau acoustique haute fréquence, par exemple de 4 à 8 MHz, utilisé en imagerie ultrasonore. Les transducteurs sonores 1808 sont

donc excités à leur fréquence centrale ou autour de cette fréquence centrale.

Les deux fonctions utilisant des membranes cMUTs ayant exactement la même topologie, la conception et la fabrication du dispositif double fonction sont simplifiées puisque toutes les cellules sont parfaitement identiques. Un tel dispositif présente l'avantage de pouvoir séparer les électroniques d'émission basse fréquence pour la thérapie des électroniques dédiées à l'imagerie ultrasonore classique.

En effet, pour la partie thérapie, les signaux basses fréquences permettent de balayer la totalité de la hauteur de la cavité pour bénéficier d'un niveau de pression ultrasonore suffisant. En conséquence, en régime élastique, une tension de polarisation égale à la tension de collapse divisée par deux ($V_c/2$) et une amplitude dynamique correspondant à 100 % de V_c est utilisée. Les transducteurs sonores 1806 sont donc utilisés en régime élastique et sont excités avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à leur fréquence centrale, fourni par un module d'alimentation 1810.

Pour la partie imagerie, les transducteurs sonores 1808 sont excités par un signal d'excitation de type impulsion large bande, centré à la fréquence centrale des cMUTs associés à une tension de polarisation correspondant à 80 % V_c et fourni par un module d'alimentation 1812 aux transducteurs sonores 1808. Ce choix favorise la sensibilité en réception. Les amplitudes d'excitation utilisées pour les transducteurs d'imagerie 1808 sont plus faibles que les amplitudes utilisées pour les transducteurs de thérapie 1806 car les transducteurs 1808 sont utilisés en mode « résonant » et la pression étant proportionnelle au carré de la fréquence, elle est d'emblée plus élevée.

La figure 19 est une représentation schématique d'un deuxième exemple d'un dispositif permettant de réaliser les deux fonctions citées plus haut.

Le dispositif 1900 permet de réaliser les deux fonctions en réalisant une séparation « temporelle » des deux fonctions.

Pour cela le dispositif 1900 comprend des moyens d'alimentation 1902 et un ensemble de transducteurs ultrasonores 1904 identiques. Chaque transducteur ultrasonore 1904 est utilisé à la fois en thérapie et en imagerie/diagnostic et présente la même fréquence centrale.

Les moyens d'alimentation 1902 comprennent un premier module d'alimentation 1906 fournissant un signal basse fréquence pour la thérapie, par exemple 1MHz, et un deuxième module d'alimentation 1908 fournissant un signal haute fréquence pour la l'imagerie/diagnostic, par exemple
5 comprise entre 4MHz et 8MHz. Les moyens d'alimentation 1902 comprennent également un module de sélection 1910 permettant de sélectionner la source d'alimentation des transducteurs 1904, de manière manuelle ou automatique et éventuellement programmable.

Ainsi, lorsque le dispositif 1900 est utilisé en thérapie, le module de
10 sélection 1910 choisit le module d'alimentation 1906. Dans le cas où le dispositif 1900 est utilisé en imagerie/diagnostic le module de sélection 1910 choisit le module d'alimentation 1908.

L'avantage du dispositif 1900 est lié à l'orientation des faisceaux haute fréquence et basse fréquence qui, avec le dispositif 1900 sont parfaitement
15 superposés.

Bien entendu l'invention ne se limite pas aux exemples d'application et de réalisation nullement limitatifs décrits ci-dessus.

REVENDEICATIONS

1. Procédé de génération d'ultrasons dans un fluide donné en utilisant au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) (100) comprenant une membrane (102) et présentant une fréquence de résonance prédéterminée définie par le couple membrane-fluide, caractérisé en ce que ledit au moins un transducteur (100) est alimenté avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence de résonance de sorte à générer une onde ultrasonore de fréquence inférieure à ladite fréquence de résonance.
2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la fréquence du signal d'excitation est inférieure d'au moins 20 à 50% à la fréquence de résonance de l'au moins un transducteur capacitif micro-usiné (100).
3. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'au moins un transducteur capacitif micro-usiné (100) est conçu de sorte que sa fréquence de résonance est supérieure ou égale à 4MHz et présente une hauteur de gap comprise entre 100nm et 300nm, ledit au moins un transducteur (100) étant excité avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à 2MHz.
4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la tension d'alimentation de l'au moins un transducteur capacitif micro-usiné (100) est comprise entre 1V et 150 V.
5. Utilisation du procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, pour la génération d'ultrasons de fréquences inférieures à 1MHz dans un milieu gazeux avec un signal d'excitation compris entre 200kHz et 1MHz.
6. Utilisation selon la revendication 5, caractérisée en ce que la tension d'alimentation est comprise entre 50 et 150V.

7. Utilisation du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, pour la génération d'ultrasons de fréquences inférieures à 2MHz dans un milieu liquide avec un signal d'excitation compris entre 200kHz et 2MHz.

5 8. Utilisation selon la revendication 7, caractérisée en ce que la tension d'alimentation est comprise entre :

- 50 et 150V pour une hauteur de gap autour de 100nm, et
- 100 et 150V pour une hauteur de gap autour de 200nm.

10 9. Procédé d'imagerie médicale d'un tissu ou d'un organe d'un sujet humain ou animal comprenant les étapes suivantes :

- génération d'ultrasons selon l'une quelconque des revendications précédentes pour exciter ledit tissu ou organe, et
 - prise d'au moins une image dudit organe ou tissu avec des moyens
- 15 d'imagerie lorsque ledit organe ou tissu est excité.

10. Dispositif (1700,1800,1900) de génération d'ultrasons dans un fluide donné en utilisant au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) (100,1804,1904) comprenant une membrane (102) et présentant une

20 fréquence de résonance prédéterminée définie par le couple membrane-fluide, caractérisé en ce qu'il comprend en outre une alimentation adaptée pour alimenter ledit transducteur (100,1804,1904) avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence de résonance de sorte à générer une onde ultrasonore de fréquence inférieure à ladite fréquence

25 de résonance.

11. Dispositif (1700,1800,1900) selon la revendication 10, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un transducteur capacitif micro-usiné (cMUT) (100,1804,1904) conçu de sorte qu'il présente :

- 30
- une fréquence de résonance ou fréquence de résonance supérieure ou égale à 4MHz, et
 - une hauteur de gap comprise entre 100nm et 300nm,
- ledit transducteur (100,1804,1904) étant alimenté avec une tension d'alimentation comprise entre 1V et 150 V.

12. Dispositif (1700,1800,1900) selon l'une quelconque des revendications 10 ou 11, caractérisé en ce que, lorsque ledit dispositif (1700,1800,1900) est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu aqueux ou liquide, le transducteur capacitif micro-usiné (100,1804,1904) présente :

- une hauteur de gap de 100nm,
- une tension d'excitation de 50V,
- une largeur de membrane comprise entre 13 et 35µm,
- une épaisseur de membrane comprise entre 200 et 800nm, et
- Un module d'Young de 200GPa.

13. Dispositif (1700, 1800, 1900) selon l'une quelconque des revendications 10 ou 11, caractérisé en ce que, lorsque ledit dispositif (1700, 1800, 1900) est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu aqueux ou liquide, le transducteur capacitif micro-usiné (100, 1804, 1904) présente :

- une hauteur de gap de 200nm,
- une tension d'excitation de 100V,
- une largeur de membrane de 13 et 35µm,
- une épaisseur de membrane comprise entre 200 et 800nm, et
- Un module d'Young de 200GPa.

14. Dispositif (1700, 1800, 1900) selon l'une quelconque des revendications 10 ou 11, caractérisé en ce que, lorsque ledit dispositif (1700, 1800, 1900) est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu aqueux ou liquide, le transducteur capacitif micro-usiné (100, 1804, 1904) présente :

- une hauteur de gap de 300nm,
- une tension d'excitation de 100V,
- une largeur de membrane comprise entre 20 et 30µm,
- une épaisseur de membrane comprise entre 300 et 550nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

15. Dispositif (1700, 1800, 1900) selon l'une quelconque des revendications 10 ou 11, caractérisé en ce que, lorsque ledit dispositif (1700, 1800, 1900)

est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu gazeux, le transducteur capacitif micro-usiné (100, 1804, 1904) présente :

- une hauteur de gap de 100nm,
- une tension d'excitation de 50V,
- 5 - une largeur de membrane comprise entre 10 et 35µm,
- une épaisseur de membrane de 200 et 800nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

16. Dispositif (1700, 1800, 1900) selon l'une quelconque des revendications 10 ou 11, caractérisé en ce que, lorsque ledit dispositif (1700, 1800, 1900) est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu gazeux, le transducteur capacitif micro-usiné (100, 1804, 1904) présente :

- une hauteur de gap de 200nm,
- une tension d'excitation de 50V,
- 15 - une largeur de membrane comprise entre 20 et 40µm,
- une épaisseur de membrane de 300 et 600nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

17. Dispositif (1700, 1800, 1900) selon l'une quelconque des revendications 10 ou 11, caractérisé en ce que, lorsque ledit dispositif (1700, 1800, 1900) est utilisé pour générer des ultrasons dans un milieu gazeux, le transducteur capacitif micro-usiné (100, 1804, 1904) présente :

- une hauteur de gap de 300nm,
- une tension d'excitation de 100V,
- 25 - une largeur de membrane comprise entre 20 et 30µm,
- une épaisseur de membrane de 300 et 600 nm, et
- un module d'Young de 200GPa.

18. Dispositif (1900) selon l'une quelconque des revendications 10 à 17, caractérisé en ce qu'il comprend :

- un premier module d'alimentation (1906) prévu pour alimenter le transducteur capacitif micro-usiné (1904) avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence de résonance,

- un deuxième module d'alimentation (1908) prévu pour alimenter le transducteur capacitif micro-usiné (1904) avec un signal d'excitation de fréquence centrée autour ladite fréquence résonance, et
- des moyens de sélection (1910) pour sélectionner l'un desdits modules d'alimentation (1906,1908) de sorte que ledit transducteur capacitif micro-usiné (1904) est alimenté par un seul desdits modules d'alimentation (1906, 1908) à la fois.

19. Dispositif (1800) selon l'une quelconque des revendications 10 à 17, caractérisé en ce qu'il comprend :

- au moins un premier et au moins un deuxième transducteur capacitif micro-usiné (1806,1808) de fréquence de résonance identique,
- un premier module d'alimentation (1810) prévu pour alimenter ledit au moins un premier transducteur capacitif micro-usiné (1806) avec un signal d'excitation de fréquence inférieure à ladite fréquence de résonance,
- un deuxième module d'alimentation (1812) prévu pour alimenter ledit au moins un deuxième transducteur capacitif micro-usiné (1808) avec un signal d'excitation de fréquence centrée autour de ladite fréquence de résonance.

20. Système d'imagerie médicale ultrasonore comprenant :

- au moins un dispositif selon l'une quelconque des revendications 10 à 19 pour exciter un tissu ou un organe d'un sujet humain ou animal, et
- des moyens d'imagerie pour réaliser des images dudit tissu ou organe lorsque ledit organe est excité.

1/8

FIG. 1

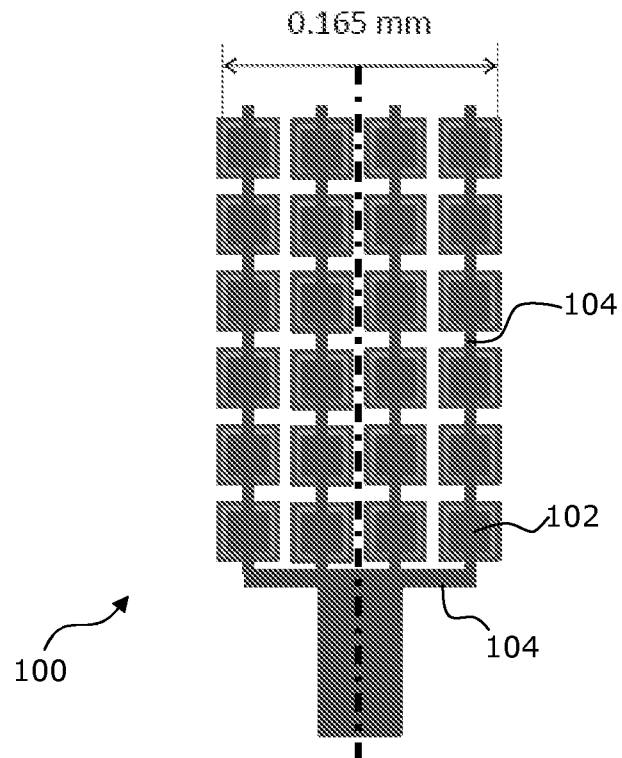
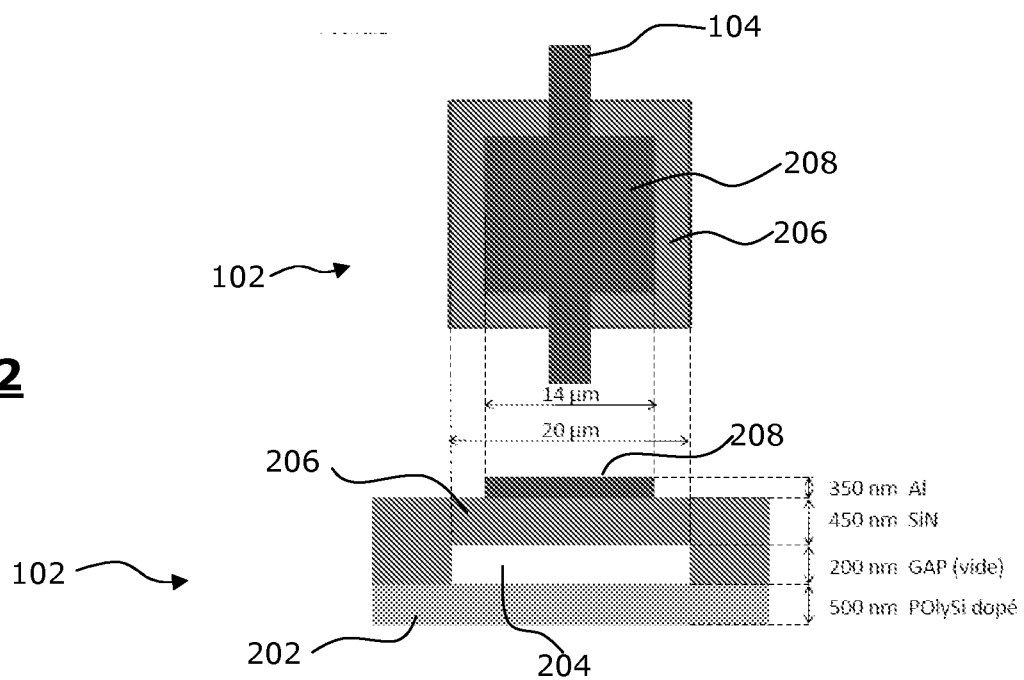


FIG. 2



2/8

FIG. 3

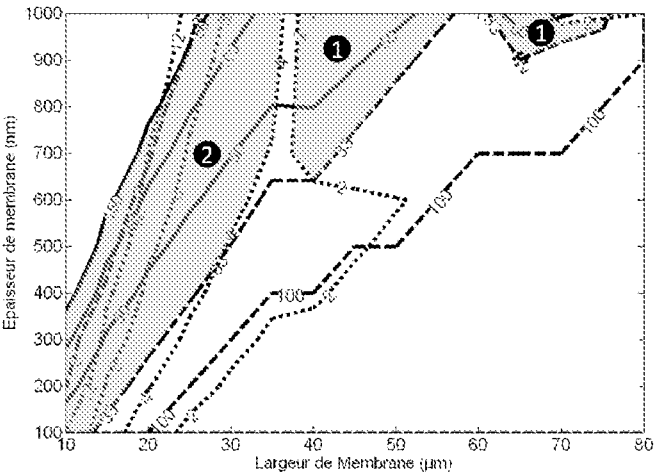


FIG. 4

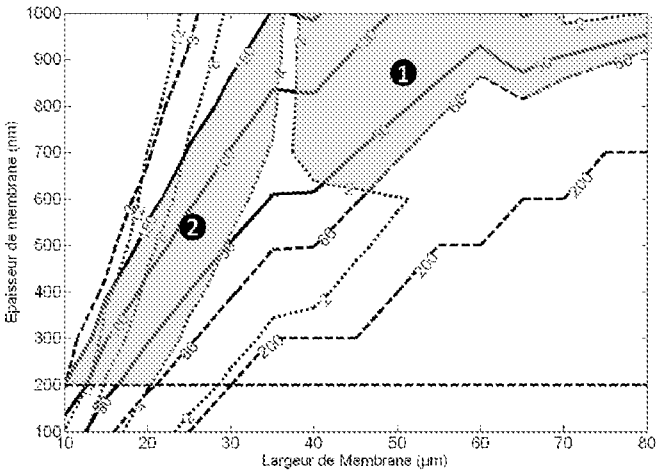
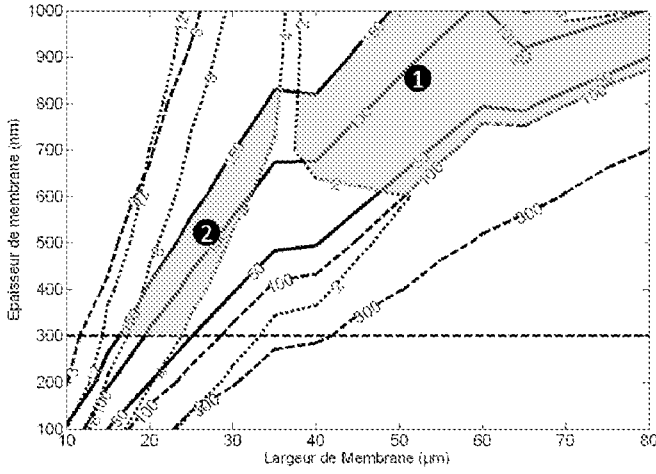


FIG. 5



3/8

FIG. 6

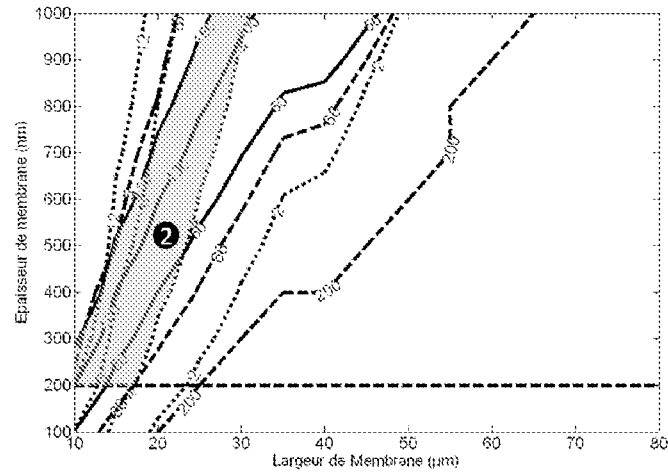


FIG. 7

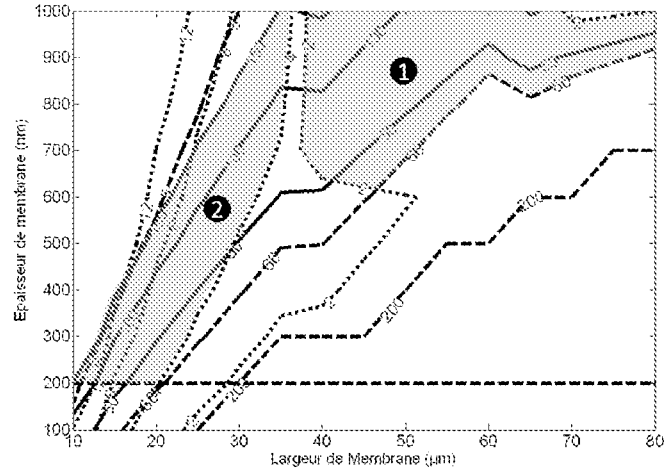


FIG. 8

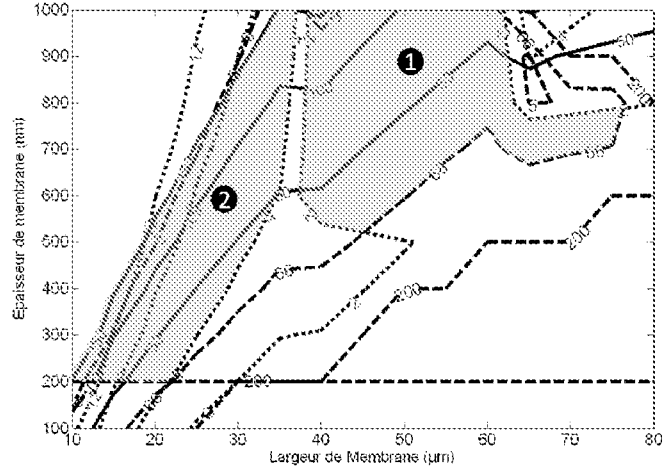


FIG. 9

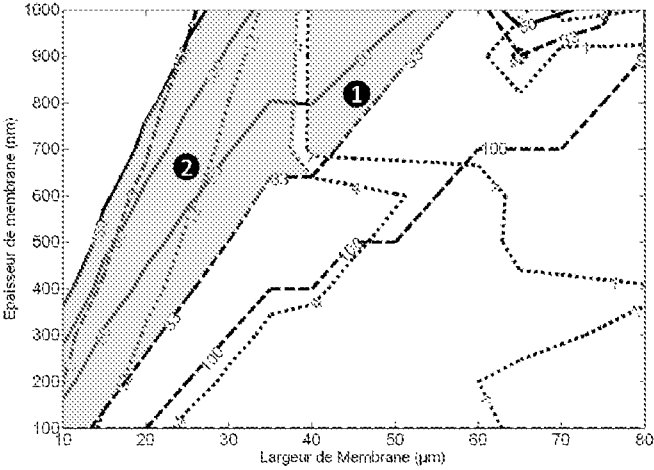


FIG. 10

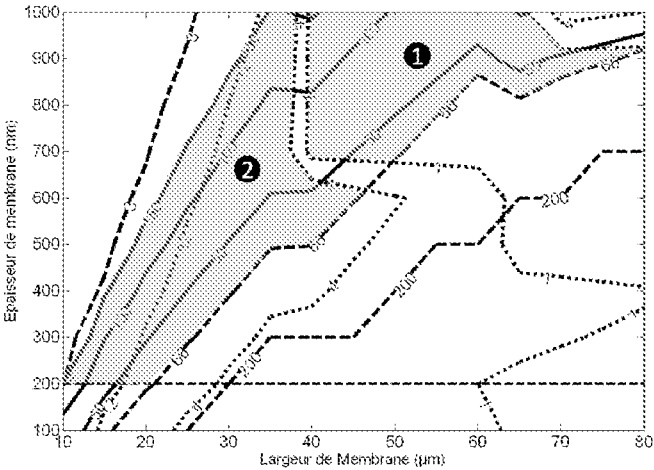
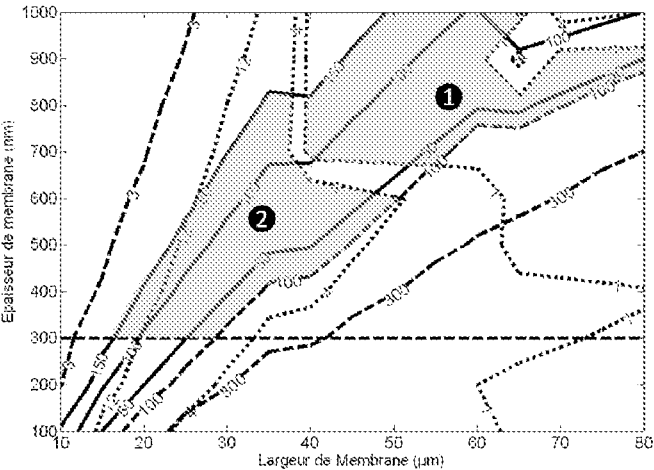


FIG. 11



5/8

FIG. 12

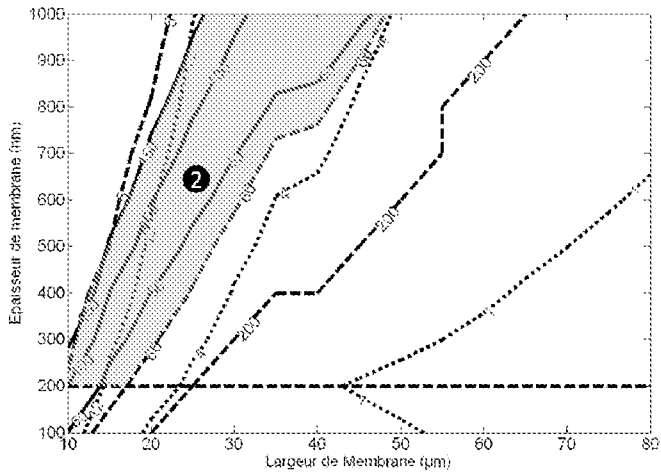


FIG. 13

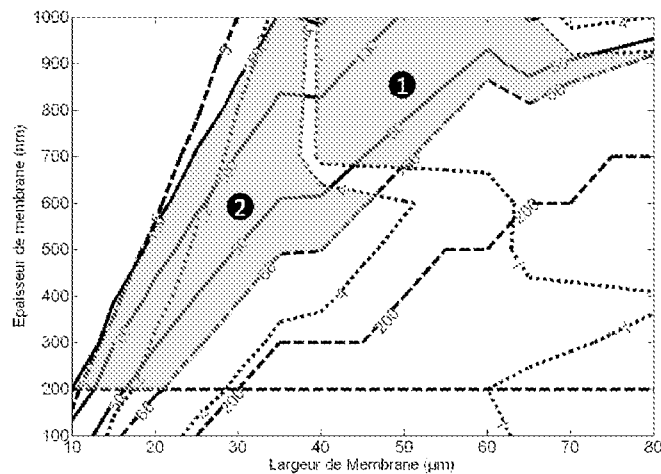
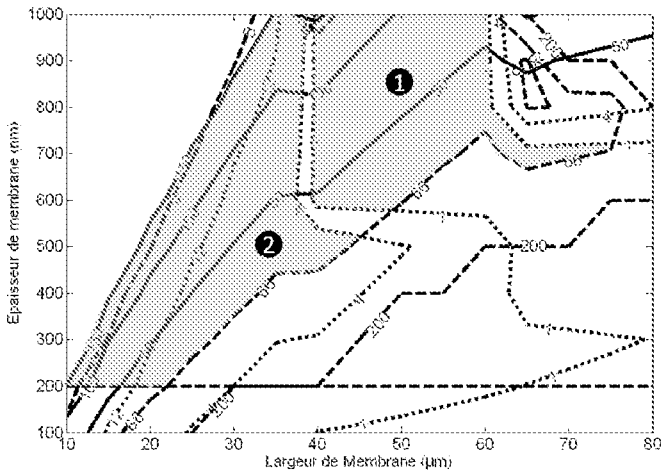
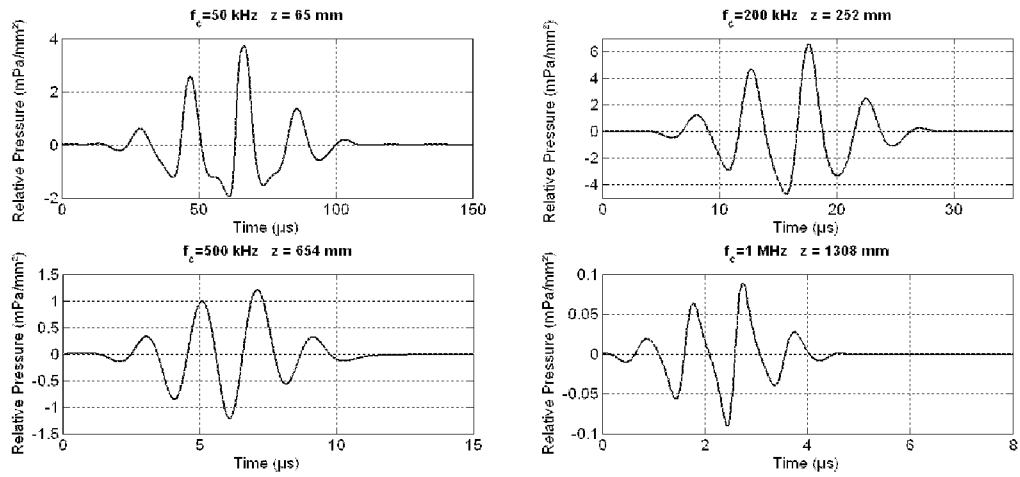
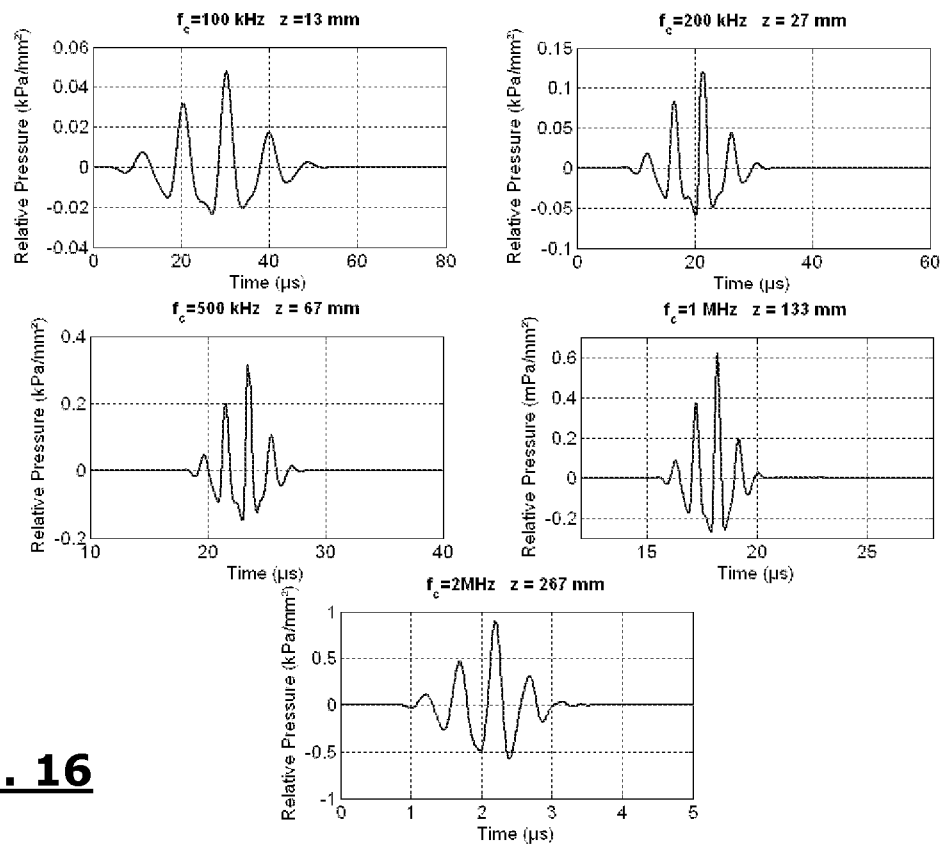


FIG. 14



6/8

**FIG. 15****FIG. 16**

7/8

FIG. 17

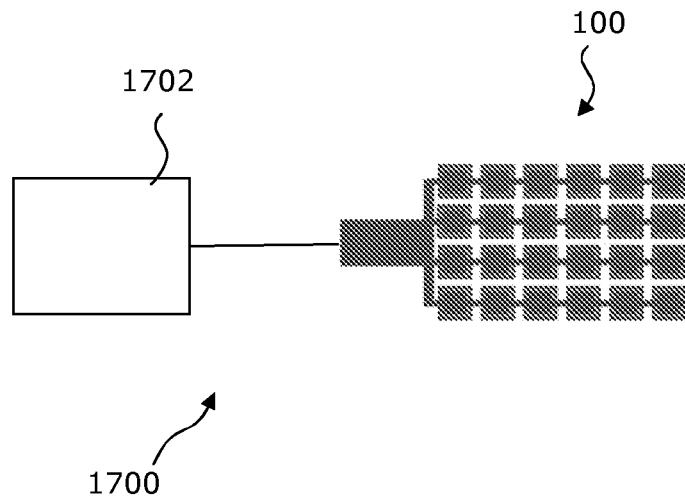
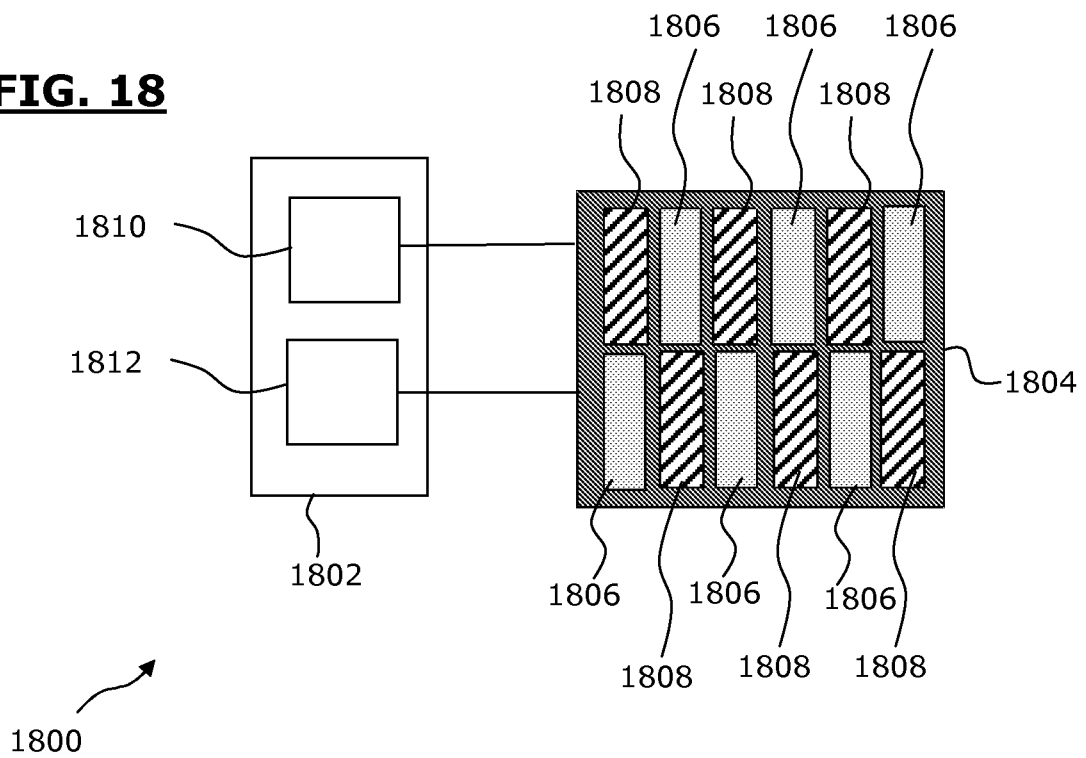


FIG. 18



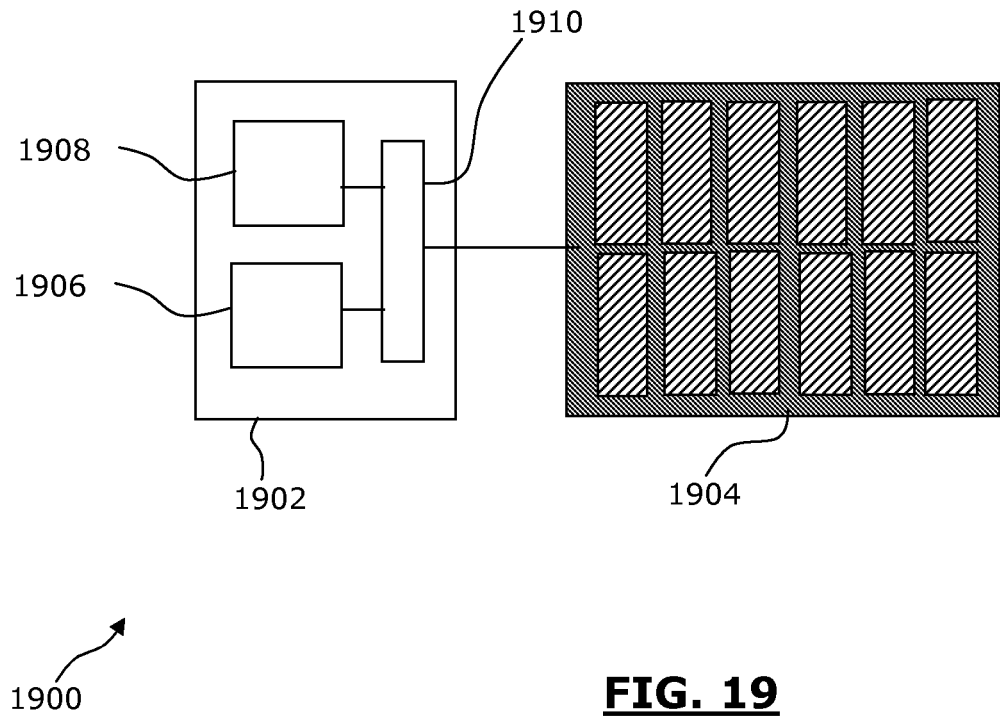


FIG. 19

专利名称(译)	用于产生实现cmuts的超声波的方法和设备，以及用于医学成像的方法和系统。		
公开(公告)号	EP2595763A2	公开(公告)日	2013-05-29
申请号	EP2011754696	申请日	2011-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	图尔弗朗索瓦拉伯雷大学		
申请(专利权)人(译)	Université de Tours拉伯雷		
当前申请(专利权)人(译)	Université de Tours拉伯雷		
[标]发明人	CERTON DOMINIQUE SENEGOND NICOLAS TESTON FRANCK		
发明人	CERTON, DOMINIQUE SENEGOND, NICOLAS TESTON, FRANCK		
IPC分类号	B06B1/02 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4483 A61B2090/378 A61N7/00 B06B1/0292		
优先权	2010056040 2010-07-23 FR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种通过使用至少一个微机械电容换能器 (cMUT) (100) 在给定流体中产生超声波的方法，所述微机械电容换能器 (100) 包括膜 (102) 并且呈现由膜 - 流体对限定的预定共振频率，表征因为所述至少一个换能器 (100) 被馈送频率低于所述中心频率的激励信号。它还涉及用于产生实现cMUT的超声波的装置以及用于医学成像的方法和系统。